**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS**

ROSEMEIRE ROSA HIGASHI

**ESTUDO DA OSTEONECROSE NO PROCESSO DE USINAGEM DA CABEÇA DO
FÊMUR UTILIZANDO UM DISPOSITIVO MECÂNICO DE FURAÇÃO**

**SÃO CARLOS
2014**

ROSEMEIRE ROSA HIGASHI

**ESTUDO DA OSTEONECROSE NO PROCESSO DE USINAGEM DA CABEÇA DO
FÊMUR UTILIZANDO UM DISPOSITIVO MECÂNICO DE FURAÇÃO**

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia
de São Carlos da Universidade de São Paulo, para
obtenção do título de Mestre em Engenharia
Mecânica.

Área de concentração: Projeto Mecânico

Orientador: Professor Titular Benedito de Moraes
Purquerio.

SÃO CARLOS
2014

ESTE EXEMPLAR TRATA-SE DA
VERSÃO CORRIGIDA. A VERSÃO
ORIGINAL ENCONTRA-SE
DISPONÍVEL JUNTO AO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA
MECÂNICA DA EESC-USP

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Rosa Higashi, Rosemeire
Estudo da osteonecrose no processo de usinagem da
cabeça do fêmur utilizando um dispositivo mecânico de
furação / Rosemeire Rosa Higashi; orientador Benedito
de Moraes Purquerio. São Carlos, 2014.

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Mecânica e Área de Concentração em
Projeto Mecânico -- Escola de Engenharia de São Carlos
da Universidade de São Paulo, 2014.

1. Artroplastia de quadril. 2. Necrose óssea
térmica. I. Título.

In memoriam, dedico essa dissertação do meu mestrado ao meu pai Evaristo Dantas Rosa “Birolão” que sempre me incentivou, a minha mãe Alice Costa Rosa que tão cedo partiu e também a minha paciente Albertina Busolan “Berta”, que acreditou nesse trabalho para que pudesse auxiliar a ela e a outras pessoas.

AGRADECIMENTOS

Os meus sinceros agradecimentos

A Deus pela coragem e saúde para enfrentar os desafios e conquistas da vida e para que possamos seguir adiante.

Ao professor titular Benedito de Moraes Purquerio pela orientação e paciência durante a minha jornada no mestrado, pela liberdade dentro do laboratório e pelos conselhos que me guiaram no mestrado e na vida.

Aos amigos de laboratório Luíz Adalberto Penazzi, Gil Bukvic e ao professor Carlos Alberto Fortulan pela manufatura do ferramental (furadeira) e ao Nelson Ferreira da Silva Júnior pela colaboração e dedicação durante o trabalho histológico e as secretárias Iara Alice de Oliveira e Ana Paula Bueno pela paciência e ajuda oferecida durante todo este trabalho.

Aos amigos de jornada Cláudia Borsato G. Manholer, Eloise Borges Ribeiro que me auxiliaram com carinho e paciência, Marcela Sene Fiorese que me aconselhou com muita dedicação e ao professor Roberto Martins Gonçalves que me auxiliou com paciência e dedicação na elaboração dos slides.

A todos os professores que fizeram parte do meu trajeto durante o período de aprendizado até a conclusão do mestrado.

Agradeço este trabalho ao meu pai “Birolão” (In memorian) que sempre me incentivou para nunca desistir dos meus objetivos e pela força espiritual que nas horas mais difíceis de minha vida, os problemas cessavam-se quando nele pensava, a ele meu eterno agradecimento e a Albertina Busolan “Berta” minha paciente que acreditou e me incentivou para que pudesse dar sequência ao meu mestrado, pois a mesma acreditava que meu trabalho poderia auxiliar a ela e a outras pessoas. “Berta, sei que daí do céu você sempre estará olhando por mim”.

Aos meus filhos Mariana Higashi e Danilo Rosa Higashi, pela paciência e por suportarem minha ausência durante meus estudos.

Ao pai de meus filhos Cid Higashi por ter me incentivado a iniciar o mestrado.

Aos meus irmãos por suportarem minha ausência e por serem sempre solidários, agradeço a Deus por serem meus irmãos. A todos os meus familiares sem exceção, pois sempre soube que poderia contar com eles em qualquer momento de minha vida.

Aos colegas de laboratório Luiz Adalberto Penazzi, Giovana, Thiago, Marcos e Renan pelo companheirismo durante toda etapa deste trabalho.

RESUMO

HIGASHI, R.R. (2014). **ESTUDO DA OSTEONECROSE NO PROCESSO DE USINAGEM DA CABEÇA DO FÊMUR UTILIZANDO UM DISPOSITIVO MECÂNICO DE FURAÇÃO**. 78f Dissertação (Mestrado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2014.

A utilização de implantes cirúrgicos para artroplastia de quadril com prótese de recapeamento da cabeça femoral como substituto ósseo é um procedimento que tem sido realizado em 35% dos casos de Osteoartrose nos EUA. Entretanto, o atrito da broca e o aumento da temperatura durante a usinagem da cabeça femoral são responsáveis pelo possível aquecimento do tecido ósseo, podendo provocar a necrose óssea térmica. Neste sentido, o desenvolvimento de novos ferramentais e metodologias para minimizar os danos térmicos do atrito torna-se importante. Diante disso, o presente estudo teve como objetivo verificar se há a ocorrência de necrose óssea em um procedimento de furação óssea utilizando o dispositivo EQUITRON; Mod.ES 2200, desenvolvido no LTC-EESC-USP. Para tal, utilizamos 4 amostras de costela bovina removidas após a morte do animal, que foram furadas com broca de aço inoxidável (HSS-SKF), de 8 milímetros, sem irrigação externa. As amostras foram furadas com rotações de 100, 1000, 1200 e 2500 RPM, aferidas por tacômetro foto/contato digital da marca MINIPA, MDT-2238, e com avanço controlado de 80 mm/min (dispositivo da marca-EQUITRON; MOD.ES 2200; RPM 2800; Potência 0,30; Torque 1,6Nm). Foram mensuradas as temperaturas iniciais da broca e da amostra e a final da amostra com termômetro digital, marca-MEDISANA®. Após a furação foram confeccionadas lâminas histológicas (HE) do tecido ósseo, preparadas de acordo com a metodologia apropriada, para posterior qualificação e quantificação da ocorrência de necrose óssea térmica através de imagens captadas por microscopia óptica (Olympus BX 41TF – Made Japan) utilizando-se o programa Motic Images Plus 2.0 para a captura das imagens. Os valores de temperaturas aferidos na amostra após a furação apresentaram relação positiva com a RPM utilizada, isto é, quanto maior a rotação, maior foi a temperatura observada. Apenas a amostra furada a 2500 RPM ultrapassou a temperatura de referência para a gênese da osteonecrose térmica, que é de 47°C. As análises histológicas apresentaram uma baixa predominância de células picnóticas e lacunas, sugerindo menor dano tecidual. Os resultados obtidos no presente estudo sugerem que o dispositivo (furadeira) desenvolvido no LTC-EESC-USP para a realização das furações nas amostras ósseas em testes de bancada foi eficiente em minimizar a ocorrência de necrose óssea térmica, até mesmo em condições de temperatura acima do limite fisiológico aceitável.

Palavras chaves – Artroplastia de quadril. Necrose óssea térmica.

ABSTRACT

HIGASHI,R.R (2014). **STUDY OF THE OSTEONECROSIS IN THE PROCESS OF FEMUR HEAD MACHINING BY A MECHANICAL DRILLING DEVICE.** 78f
Dissertation (Master Degree) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2014.

The utilization of surgical implants for hip arthroplasty with a resurfacing prosthesis of the femoral head as a bone substitute have been conducted in 35% of osteoarthritis cases in the USA. However, the friction of the drill and the increase in the temperature during the machining of the femoral head can possibly heat the bony tissue and provoke a thermal bone necrosis. The development of new tools and methodologies for minimizing the thermal damage of the friction has become fundamental. The present study analyzes the occurrence of bone necrosis in a procedure of bone drilling that uses an EQUITRON device, Mod. ES 2200, developed at the LTC-EESC-USP. Four samples of bovine ribs removed after the death of the animal were used for the tests. They were drilled by an 8mm stainless-steel drill (HSS-SKF) with no external irrigation, at 100, 1000, 1200 and 2500 RPM calibrated by a MINIPA, MDT-2238 digital photo/contact tachometer and whose 80mm/min. advance (EQUITRON device; MOD.ES 2200; RPM 2800; 0.30 Potency and 1,6Nm torque) was controlled. The initial temperatures of the drill and the sample and the final temperature of the sample were measured by a MEDISANA digital thermometer. After drilling, histological blades (HE) were produced from the bony tissue and prepared according to the adequate methodology for further qualification and quantification of the occurrence of thermal bone necrosis through images captured by optical microscopy (Olympus BX 41 TF-made in Japan) and Motic Images Plus 2.0 program. The values of the temperatures measured in the sample after drilling showed a positive relation with the RPM utilized, i.e., the faster the rotation, the higher the temperature. Only the sample drilled at 2500RPM exceeded the reference temperature (47°C) for the genesis of the thermal osteonecrosis. The histological analyses revealed a low predominance of picnotic cells and gaps, which suggest minor tissue damage. The results show the device (drilling machine) developed at the LTC-EESC-USP for the drilling in the bone samples in workbench tests is efficient to minimize the occurrence of thermal bone necrosis, even at temperatures above the physiological acceptable limit.

Keywords – hip arthroplasty. Thermal bone necrosis

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Imagens radiográficas das próteses totais de quadril convencional e de recapeamento respectivamente.	23
Figura 2- (A) Medição da cabeça femoral; (B) Preparação para a pré-furação: Gabarito de Centragem e (C) Furação com broca canulada.	26
Figura 3- Imagem do ferramental: Hip resurfacing surgical guide Tool.....	26
Figura 4- Imagem do ferramental: Guide pin placement for hip resurfacing.....	27
Figura 5- Imagem do ferramental: Medical Device.....	28
Figura 6- Imagem do ferramental: Drill Guide Assembly.....	28
Figura 7- Guia de furação para ARQ projetado computacionalmente.....	29
Figura 8- Refilamento da Cabeça do Fêmur.....	29
Figura 9- (A) Faceamento do topo da cabeça femoral; (B) Preparação da superfície plana.	30
Figura 10 - Chanfro da cabeça do fêmur.....	30
Figura 11 - Imagem do ferramental: Controlled feed reamer and single pass cutter.....	31
Figura 12- Imagem do ferramental: Resurfacing Reamer with Cutting Struts.....	31
Figura 13- Imagem do ferramental: Method and apparatus for hip femoral resurfacing tooling.....	32
Figura 14- Aferição e checagem da cabeça do fêmur usinada.....	33
Figura 15- Assentamento de recapeamento.....	34
Figura 16- Componentes de uma prótese de quadril.....	38
Figura 17- Irrigação da região da cabeça do fêmur.....	39

Figura 18- Imagem ilustrativa da necrose da cabeça femoral.....	40
Figura 19- Imagem histológica ilustrativa de célula óssea normal (A) e com núcleo picnótico (B)	43
Figura 20- Mensuração da amostra de costela, utilizando paquímetro para seleção.....	45
Figura 21- Imagem da Bancada do dispositivo de furação, onde: 1) Drive CNC; 2) Furadeira; 3) Servo Motor e 4) Tacômetro.....	46
Figura 22 - Imagens ilustrativas do tacômetro (A), do dispositivo de furação (B) e do procedimento de mensuração da rotação (C).....	46
Figura 23- Imagens ilustrativas do procedimento de furação.....	47
Figura 24- Imagem ilustrativa da broca.....	47
Figura 25- Imagem da amostra óssea após furação.....	48
Figura 26- Imagem ilustrativa dos quadrantes utilizados na contagem das células..	54
Figura 27- Imagens de Lâminas Histológicas da Amostra 1, perfurada a 100 RPM, temperatura óssea final 28°C. (HE. 10X; grelha 120x120um). Verifica-se presença de osteócito normal (seta azul), osteócito picnótico (seta preta) e lacuna (seta vermelha).....	60
Figura 28- Imagens de Lâminas Histológicas da Amostra 2, perfurada a 1000 RPM, temperatura óssea final 38,1°C. (HE. 10X; grelha 120x120um). Verifica-se presença de osteócito normal (setas azuis), osteócito picnótico (setas pretas) e lacuna (setas vermelhas).	60
Figura 29- Imagens de Lâminas Histológicas da Amostra 3 perfurada a 1200 RPM, temperatura óssea final 42,1°C. (HE. 10X; grelha 120x120um). Verifica-se presença de osteócito normal (setas azuis), osteócito picnótico (setas pretas) e lacuna (setas vermelhas).....	61
Figura 30- Imagens de Lâminas Histológicas da Amostra 4, perfurada a 2500 RPM, temperatura óssea final 48,3°C. (HE. 10X; grelha 120x120um). Verifica-se presença de osteócito normal (setas azuis), osteócito picnótico (setas pretas) e lacuna (setas vermelhas).....	61

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Critérios para graduação de OA.....	20
Tabela 2- Parâmetros utilizados em cada ensaio por amostra.....	49
Tabela 3- Parâmetros de aferição da temperatura nas amostras ósseas	55
Tabela 4- Percentuais de Ocorrência de células normais, picnóticas e lacunas nas lâminas histológicas.....	58

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1- Variação percentual da temperatura das amostras ósseas em diferentes RPM e mesmo avanço.....	56
Gráfico 2 - Distribuição Percentual dos tipos de células observadas em lâminas histológicas para cada amostra em relação a temperatura final atingida.....	59

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

AVD's	Atividade de vida diárias
ARQ	Artroplastia de recapeamento de quadril
BMP	Benedito de Moraes Purquerio
CNC	Controle numérico computacional
EESC	Escola de Engenharia de São Carlos
EUA	Estados Unidos da América
HIV	<i>Human Immuno Deficiency Virus</i>
HE	Hematoxilina-eosina
LTC	Laboratório de tribologia e compósitos
MNM	Metal no metal
OA	Osteoartrose
ON	Osteonecrose
®	Marca registrada
RX	Raio X
RPM	Rotações por minuto
RRH	Rosemeire Rosa Higashi
SBOT	Sociedade Brasileira de Ortopedia & Traumatologia
SEM	Departamento de Engenharia Mecânica

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	16
2. ESTADO DA ARTE.....	19
2.1. Osteoartrose (OA)	19
2.2 Artroplastia de recapeamento (resurfacing) de quadril.....	21
2.2.1 Aspectos Históricos e Gerais.....	21
2.2.2 Furação Óssea.....	24
2.3 Procedimentos do Recapeamento.....	25
2.3.1 Modelagem da cabeça do fêmur.....	29
2.3.1.1 Refilamento cilíndrico da cabeça do fêmur.....	29
2.3.1.2 Faceamento do topo da cabeça do femoral.....	30
2.3.1.3 Chanfro da cabeça do fêmur.....	30
2.3.1.4 Aferição e checagem da geometria da cabeça do fêmur usinada.....	32
2.4. Implantação da prótese de recapeamento do fêmur.....	33
2.5. Reações adversas ou fatores de risco do procedimento de recapeamento de quadril sobre o tecido ósseo.....	34
2.6 Tipos de próteses de quadril utilizados em cirurgias.....	37
3. OSTEONECROSE.....	39
3.1 Necrose óssea térmica.....	42
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	45
4.1 Amostra	45
4.2. Descrição do dispositivo utilizado no ensaio mecânico de furação óssea.....	45
4.3. Ensaio Mecânico de furação óssea.....	47
4.4. Análise histológica.....	49
4.4.1 Processos histotécnicos para a preparação das lâminas histológicas	49
4.5 Análise e Quantificação das células ósseas.....	53

4.6. Análise dos Resultados.....	54
5. RESULTADOS	55
5.1 Descrição dos resultados das amostras preparadas para Microscopia Óptica.....	55
5.1.2 Histologia.....	58
6. DISCUSSÃO.....	63
7. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	68
8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	69
ANEXO.....	76

1. INTRODUÇÃO

A Osteoartrose (OA) é uma doença crônica e degenerativa caracterizada por dor e perda gradual da cartilagem hialina articular. A origem da OA é multifatorial e inclui as causas hereditárias, adquiridas, endócrinas e inflamatórias. Ocorre frequentemente em pessoas acima de 50 anos, mas os fatores de riscos, como a obesidade, lesões esportivas, doenças ocupacionais, alterações biomecânicas, status nutricional, menopausa, densidade óssea, perda de massa e força muscular aumentam sua incidência em idade cada vez mais precoce (GROTLE et al., 2008; ZHANG; JORDAN, 2008).

A OA pode estar presente em várias articulações e resulta em alterações bioquímicas, metabólicas e morfológicas, que incluem deformidades, inflamação e redução da função articular e músculo-tendínea (MICHAEL; SCHLÜTER-BRUST; EYSEL, 2010).

Devido a sua etiologia multifatorial a incidência tem aumentado de maneira expressiva principalmente nas últimas décadas. Em sociedades ocidentais, a OA do quadril tem sido uma das principais causas de morbidade e incapacidade especialmente em idosos. Estudos europeus sugerem que 7% a 25% das pessoas de etnia branca, com idade a partir de 55 anos possui OA de quadril, sendo esta prevalência maior em europeus brancos do que em asiáticos e até mesmo de negros norte-americanos e africanos (SIMON, 1999; KEE, 2000).

Os sintomas da OA surgem de 10% a 15% dos casos, em pacientes com mais de 30 anos, antes de completarem os 50 anos. As mulheres apresentam incidência maior de OA no quadril do que os homens. O principal fator contribuinte para o aumento da incidência a partir desta idade nas mulheres está relacionado à deficiência hormonal, que após a menopausa eleva os riscos para o desenvolvimento de OA's. A diminuição do estrogênio através das citosinas desempenha um papel relevante no surgimento da OA no sexo feminino (COIMBRA et al., 2004).

Segundo os cálculos do "Centro de Prevenção e Controle de Doenças dos EUA", aproximadamente, daqui a duas décadas, o número de pacientes portadores de OA poderá ultrapassar ao de qualquer outra doença (SIMON, 1999). Em 1998 ela foi classificada em oitavo lugar como causa mundial de incapacidade, atingindo cerca de 16 milhões de norte-americanos com mais de 60 anos (KEE, 2000). No Brasil, segundo o Ministério da Saúde, é a patologia reumatológica mais comum responsável por 7,5% de todos os afastamentos de trabalho, a segunda patologia mais frequente no auxílio doença e a quarta em determinar a aposentadoria precoce (TREVISANI; FIDELIX, 2009). Levando-se em conta os tratamentos medicamentosos, não medicamentosos, cirúrgicos, efeitos colaterais, perda de função articular e da produtividade, a OA é uma das doenças mais caras e limitantes para seus portadores. Por todos estes fatos, decorre seu grande interesse médico-social, assim como a busca de novas formas de tratamento.

Especificamente nos casos de OA de quadril, uma das formas de tratamento que vem ganhando destaque é o recapeamento da cabeça femoral, a qual é substituída por uma prótese, através de um procedimento cirúrgico. Existem três formas de fixação da prótese no osso (cimentada, não cimentada e híbrida), e todas necessitam que o osso seja perfurado. Entretanto, alguns fatores precisam ser observados durante o procedimento para manter a integridade do tecido ósseo e assim evitar a perda da interface do osso-implante, como a profundidade de furação, o diâmetro da broca, o tempo de exposição ao calor e a temperatura máxima (AUGUSTIN et al., 2012).

Destes fatores, pode ser destacada a transferência de calor e atrito que podem resultar em necrose térmica do osso, que prejudicará a fixação da prótese (AUGUSTIN et al., 2012). Esta resposta fisiológica ocorre porque o calor provoca a desnaturação das enzimas ósseas e da membrana celular, diminuição da atividade osteoclástica e osteoblástica, desidratação e secagem, o que pode contribuir para a morte celular. Além disso, o próprio osso é um mal condutor de calor (BIYIKLI et al., 1986). Para que este fenômeno não ocorra a temperatura do osso deve estar abaixo de 47°C, durante a furação (ERIKSSON; ADELL, 1986; ERIKSSON; ALBREKTSSON, 1983).

Desta forma, os parâmetros envolvidos na geração de calor durante a furação óssea têm sido amplamente discutidos na literatura, nos quais estão incluídos o projeto do ferramental, material da broca, o procedimento de furação e a refrigeração do local além do controle da temperatura.

Diante disso, o presente estudo teve como objetivo verificar se há a ocorrência de necrose óssea térmica em um procedimento de furação óssea utilizando dispositivo EQUITRON; Mod. ES 2200.

2. ESTADO DA ARTE

O presente capítulo abordará os principais conceitos pertinentes à temática desta pesquisa, o que permitirá uma melhor compreensão da importância do estudo da osteonecrose durante o processo de usinagem da cabeça femoral.

2.1. Osteoartrose (OA)

Como citado anteriormente a OA é uma doença crônica e degenerativa caracterizada por dor e perda gradual da cartilagem hialina articular e multifatorial, o que pode incluir diferentes causas. Além disso, diversos estudos indicam que a incidência da AO tem aumentado significativamente, segundo a Organização Mundial da Saúde.

A OA é classificada em vários graus (Tabela 1) e pode estar presente em várias articulações, entre elas: as de joelho, quadril, coluna vertebral, tornozelo, pé, ombro, cotovelo e mão. O quadro clínico é caracterizado por crepitação (estalido) ao movimento, deformidades ósseas, formação de osteófitos, presença de processo inflamatório, edema, alteração do líquido sinovial, degeneração articular, rigidez articular, instabilidade articular, diminuição da amplitude de movimento, perda sensório-motora, perda de viscoelasticidade do tendão, fraqueza muscular (principalmente do quadríceps, no quadro clínico de OA no joelho) e redução de equilíbrio. Estes fatores resultam em dor, diminuição da independência e autonomia nas atividades de vida diária (AVD's) com consequente redução da qualidade de vida (MICHAEL; SCHLÜTER-BRUST; EYSEL, 2010).

Tabela 1. Critérios para graduação de OA

Grau	Gravidade da OA	Achados Radiológicos
Grau 0	Nenhuma	Sem sinal de AO
Grau 1	Duvidosa	Mínimo osteófito
Grau 2	Mínima	Osteófito definido, sem diminuição de o espaço articular.
Grau 3	Moderada	Moderada diminuição de o espaço articular
Grau 4	Grave	Diminuição de o espaço articular, com esclerose do osso subcondral.

As mais importantes formas clínicas da OA são as que ocorrem nas articulações do joelho e do quadril, por serem estas as principais articulações e as que recebem o maior peso na postura ortostática e responsáveis pela deambulação. A OA nessas articulações costuma ser mais incapacitantes. No caso de OA de quadril, dependendo da gravidade, pode levar a um quadro mais acentuado de dor, rigidez articular e disfunção muscular (RICCI; COIMBRA, 2006).

Vários métodos de tratamento de OA são utilizados para aliviar a dor e manter ou melhorar o padrão funcional dos pacientes, dentre esses métodos destacam-se os farmacológicos (analgésicos, anti-inflamatórios não esteroides, corticosteroides, ácido hialurônico, condroitina e glucosamina), os não farmacológicos (fisioterapia, terapia ocupacional, órteses e exercícios físicos), os agentes físicos (estimulação elétrica, infravermelho, ultrassom, radiofrequência e micro-ondas), os métodos de terapia alternativa (homeopatia, acupuntura e medicamentos fitoterápicos), além dos métodos cirúrgicos (artroscopia e artroplastia) e as terapias experimentais atuais, como os implantes autólogos de condrócitos, plasma rico em plaquetas e células tronco mesenquimais (CRANE; EVERTS, 2008; FELSON et al., 2000).

A OA é uma doença crônica, e as estratégias de tratamento são fundamentais para controlar a dor em repouso ou em movimento, melhorar ou preservar a função articular e músculo-tendínea, para evitar a limitação física, aumentar a independência e autonomia, promover melhoria da qualidade de vida e, principalmente, minimizar a progressão da doença, o que pode evitar intervenções medicamentosas com efeitos colaterais.

Apesar das inúmeras estratégias para o tratamento da OA, estas possuem limitações que são determinadas pela resposta do paciente ao tratamento e as causas frequentes de dor, incapacidade e desgaste articular, incapacidades e evolução do quadro clínico. O que se observa é um aumento do número de intervenções cirúrgicas quando o desgaste já está instalado em casos considerados avançados de OA de quadril (SOCIEDADE BRASILEIRA DE ORTOPEDIA, 2011).

A artroplastia é o recurso cirúrgico mais utilizado para melhorar a condição clínica em pacientes com OA em seu estágio avançado, ou seja; aqueles em que o tratamento conservador se mostra ineficaz e, sendo um tratamento totalmente invasivo tem seus riscos de cirurgia de revisão precoce e rejeição por um processo inflamatório, porém, técnicas e materiais que são utilizados na artroplastia podem minimizar estes riscos aos seus portadores e aperfeiçoar seus benefícios e a qualidade de vida, e como consequência ocorre ganho funcional e retorno às suas AVD's (PATRIZZI et al., 2004).

2.2 Artroplastia de recapeamento (*resurfacing*) de quadril

2.2.1 Aspectos históricos e gerais

Pode-se dizer que a artroplastia de recapeamento do quadril (ARQ) é originária dos procedimentos desenvolvidos por Smith Petersen (1948) e Sir Charnley (1950), sendo que este último utilizou Teflon no “resurfacing” da articulação do quadril. Devido ao elevado desgaste do material utilizado (teflon), observou-se osteólise grave, decorrente de partículas da prótese que se depositam na corrente sanguínea de seus portadores. Nos anos 60, foi desenvolvido na Suíça e na França um modelo de prótese chamado metal-no-metal (MNM). Nesse mesmo período, um novo procedimento foi desenvolvido pelo cirurgião-ortopedista Sir John Charnley em conjunto com engenheiros, no qual a cabeça do fêmur era substituída por uma haste com uma esfera metálica na ponta, sendo fixada dentro do fêmur. No acetábulo, posicionava-se uma peça plástica, a qual se articulava com a cabeça metálica. Para

a fixação dos componentes foi utilizado um cimento de metilmetacrilato (HIEU et al., 2010).

A partir do sucesso do procedimento de Smith Petersen e Sir Charnley, outros estudos foram realizados o que conduziu ao desenvolvimento de técnicas cirúrgicas melhores, o que diminuía o tempo de cirurgia e seus riscos e paralelamente, novos materiais para as próteses surgiram, aumentando a sua durabilidade.

Na década seguinte (1970), surge o sistema de prótese cimentada, utilizando-se de metal-polietileno baseado nos conceitos do par tribológico (HIEU et al., 2010), considerando assim os fenômenos de atrito, lubrificação e desgaste. Apesar de essa nova técnica do sistema de prótese cimentada obter resultados significativos, grande quantidade de detritos de polietileno foi produzida, sendo considerada uma falha na técnica.

Os estudos pioneiros do recapeamento de quadril realizados nos anos de 1970 e 1980 os insucessos ocorreram devido ao uso de material e instrumentação inadequados, ao projeto deficiente dos instrumentos e da técnica cirúrgica agressiva (GRIGORIS et al., 2006).

Na década de 90, a técnica de recapeamento, foi usada para substituir apenas as superfícies das cabeças de fêmures doentes ou danificados (HIEU et al., 2010), como uma forma alternativa às próteses convencionais, principalmente nos casos de pacientes jovens.

O avanço científico obtido na elaboração das próteses para cirurgias de recapeamento de quadril tem gerado sucessos clínicos de 94 a 100% dos casos em cinco anos. Esses resultados são decorrentes principalmente ao fato do procedimento preservar a estrutura óssea em comparação ao método convencional (Figura 1). Por esse motivo, o recapeamento total do quadril é um procedimento realizado em cerca de 35% dos casos nos EUA (HART et al., 2011; MONT et al., 2009).

Figura 1- Imagens radiográficas das próteses totais de quadril convencional e de recapeamento respectivamente.

Fonte: Bartelt et al., (2010)

Atualmente, há vários tipos e geometria das próteses, mas basicamente se dividem em cimentadas e não cimentadas, indicadas observando-se a densidade mineral do osso e preferência técnica do cirurgião. Uma prótese cimentada é aquela onde tanto o componente femoral quanto o acetabular são fixados ao osso por cimento de metil metacrilato; uma prótese não cimentada a fixação é por crescimento ósseo para o interior de porosidades nos componentes metálicos (osseointegração). Para a confecção das próteses de recapeamento podem ser usados diferentes tipos de metal (McMINN, 2003), sendo feitas conjuntamente pela associação com outros materiais como; liga de titânio revestido com cerâmica metal-polietileno; metal-metal; cerâmica-cerâmica; cerâmica de alumina; cerâmica-metal (BMHR), que consta de um material desenvolvido para pacientes com alergia ao metal.

Uma das vantagens da utilização das próteses cirúrgicas do tipo recapeamento é o fato de que elas preservam o tecido ósseo proximal do fêmur, tanto a região da metáfise quanto a diáfise, transferindo o estresse mecânico para a parte proximal do osso, permitindo uma maior estabilidade articular que favorece a recuperação do paciente e diminui os riscos de lesões e o menor desgaste das superfícies devido ao melhor deslizamento metal-no-metal aumenta a longevidade do procedimento. Com estas observações, esse procedimento tem sido mais

indicado para pessoas jovens, ativas e com uma boa estrutura óssea, permitindo que seja feita cirurgia de revisão, caso necessário (RAHMAN, 2011).

2.2.2. Furação óssea

A furação óssea não é considerada novidade no estudo da medicina. Esqueletos de seres-humanos em civilizações antigas revelam buracos perfurados em cirurgias cranianas, como pode ser observado em artigos egípcios, gregos e romanos que descrevem a furação óssea. O avanço da medicina no final dos anos XIX e XX, devido à assepsia, anestesia/analgesia e antibióticos, levou as áreas de odontologia e traumatologia/ortopedia à necessidade de pesquisas específicas sobre furação óssea (AUGUSTIN et al., 2012).

O processo de furação óssea em ortopedia/traumatologia começou por volta de 1850, como parte de procedimento para fixação em fratura com parafusos e fixação externa realizada por Cucuel e Rigaud e posteriormente utilizando parafusos e placas (HANSMANN, 1886), com o objetivo de estabilizar, facilitando a consolidação destas fraturas.

A furação óssea por si só, não foi objetivo de estudos significativos, pois a sua realização era manual usando *auto-threading* e parafusos *auto-taping*. Não havia nenhum estudo sistemático sobre o desenvolvimento de ferramentas de furação mais apropriada até Bechtol (1956) apresentar um conjunto de diretrizes para a furação óssea através de dispositivos de furação e fabricação de brocas. Após esse estudo, Sneath (1964) realizou pesquisas semelhante, onde apresentou recomendações para a configuração do ponto de furação de uma broca helicoidal, e somente em 1972, a medição da temperatura durante a furação óssea foi observada, in vitro, por Matthews e Hirsch.

A geometria da ponta da broca foi definida em relação às propriedades do osso melhorando assim o procedimento (JACOB et al., 1976), mas somente em 1982, foi feita a proposta de uma furação com melhor desempenho e projetos baseados em pesquisas geométricas da broca (SAHA et al., 1982). As primeiras

experiências in vivo, que mediam a temperatura exata em amostras ósseas em análise histológica através de modernas pesquisas sobre furação óssea, foram feitas por Eriksson e Albrektsson entre os anos de 1982 e 1986 (ERIKSSON; ADELL, 1986).

Os parâmetros que influenciam o processo de furação e as consequências deste processo são o aumento da temperatura óssea e a velocidade da furação também conhecida como velocidade de rotação (KARMANI; LAM, 2004).

2.3 Procedimentos do recapeamento

O processo de recapeamento possui etapas pré-definidas as quais permitirão um ajuste preciso da prótese na cabeça do fêmur. Para a posição do eixo central na implantação centralizada da prótese de recapeamento na cabeça e colo do fêmur, a furação centralizada inicia-se no centro da cabeça do fêmur e atravessa o eixo central do colo do fêmur, para isso a cabeça femoral deve ser medida, conforme ilustra a Figura 2 (A) (NEVELOES et al., 2010).

Após a medição, coloca-se o dispositivo de *Centragem* com posicionamento anterior e o tubo-guia conduz e verifica o ajuste da ponta a ser posicionada sobre o pino-guia, por sua vez este conduz e verifica se o pino longo posiciona-se corretamente centralizado no colo femoral. A Figura 2B ilustra o Gabarito de *Centragem* (NEVELOES et al., 2010).

A furação inicia-se pela broca guia utilizando o gabarito, Figura 2B, e após esta estar posicionada, a broca canulada deve avançar na extensão do pino-guia e passará a perfurar a cabeça femoral. A broca e o pino-guia são retirados após a furação e a haste-guia é inserida como demonstra a Figura 2C, ilustrando assim o procedimento de preparação da cabeça femoral para o recapeamento.

Figura 2- (A) Medição da cabeça femoral;(B) Preparação para a pré-furação: Gabarito de *Centragem* e (C) Furação com broca canulada.

Fonte: Neveloes et al., (2010)

No procedimento de furação centralizada a ferramenta disponível é a *Hip resurfacing surgical guide tool*, que será uma guia para um furo longo de um eixo centralizado na cabeça e colo do fêmur para implantar uma prótese de recapeamento.

A ferramenta inclui também uma área de contato ósseo e orifício de guia para furo guia (Figura 3). A área de contato ósseo é uma superfície com geometria idêntica ao fêmur a ser perfurado e o orifício de guia é coaxial com o eixo central que se estende através da cabeça do fêmur e do colo femoral e a região de contato ósseo e o orifício guia que são justapostos (PARK et al., 2009).

Figura 3- Imagem do ferramental: *Hip resurfacing surgical guide Tool*.

Fonte: Park et al., (2009)

A *Guide Pin Placement For Hip Resurfacing* que é utilizada em próteses de recapeamento da cabeça do fêmur tem a capacidade de posicionar com precisão a posição do furo centralizando-o na cabeça e colo do fêmur ou na preparação da extremidade do fêmur, conforme ilustra a Figura 4.

Figura 4- Imagem do ferramental: *Guide pin placement for hip resurfacing*.

Fonte: Penenberg (2011)

Para a implantação do pino guia na cabeça e colo do fêmur do paciente é utilizado uma ferramenta chamada *Medical Device*. Vide Figura 5.

Esta ferramenta posiciona-se no furo guia que irá orientar as referências externas ao fêmur a ser recapeado. O guia possui uma pluralidade de furos e pinos para ser usado no posicionamento e orientação do pino de referência centralizado na cabeça e colo do fêmur. Caso o primeiro pino de referência estiver posicionado inadequadamente um segundo pino é usado para a adequação de uma melhor posição que permitirá um perfeito encaixe com o recapeamento a ser realizado.

Figura 5- Imagem do ferramental: *Medical Device*

Fonte: Turner; Smith; Sobrinho (2009)

O *Drill Guide Assembly* é um dispositivo que indica o centro da cabeça do fêmur e orienta o furo para centralizar o implante da cabeça do fêmur (Figura 6). É uma ferramenta que possibilita a centralização do furo da cabeça do fêmur e a profundidade do furo (GARY; ALEC, 2007).

Figura 6- Imagem do ferramental: *Drill Guide Assembly*

Fonte: Gary; Alec (2007)

A Figura 7 descreve um guia de furo personalizado para implantar um pino guia que servirá de orientação para a furação centralizada definindo o guia de furação para que possa ser definido o posicionamento do guia computadorizado que garante a precisão do furo (HIEU et al., 2010).

Figura 7- Guia de furação para ARQ projetado computacionalmente

Fonte: Hieu et al., (2010)

2.3.1 Modelagem da cabeça do fêmur

2.3.1.1 Refilamento cilíndrico da cabeça do fêmur

É atualmente um procedimento muito comum utilizado na modelagem para posicionar a prótese de recapeamento da cabeça do fêmur, Figura 8, (NEVELOES et al., 2010). A Corin® (2010) é um instrumental que será utilizado, a partir do furo guia, para o refilamento inicial da cabeça do fêmur iniciando o processo de adequação com o tipo da prótese de recapeamento e suas dimensões, seguido de mais três operações mecânicas que serão descritas a seguir.

Figura 8- Refilamento da Cabeça do Fêmur

Fonte: Neveloes et al., (2010)

2.3.1.2 Faceamento do topo da cabeça femoral

Nesta operação mecânica remove-se a haste-guia e posiciona-se o guia da parte superior da cabeça femoral sobre a sua superfície. Em seguida o parafuso de bloqueio é apertado e a parte superior da cabeça do fêmur é ressecada (figura 9 A). Após esse procedimento retira-se a guia e reinsere-se a haste-guia e avança-se o cortador do topo da cabeça, para que seja criada uma superfície plana e perpendicular ao eixo do colo femoral (Figura 9B).

Figura 9- (A): Faceamento do topo da cabeça femoral; (B): Preparação da superfície plana. Fonte: Neveloes et al., (2010)

2.3.1.3 Chanfro da cabeça do fêmur

Após o faceamento, é utilizado Cortador de chanfro apropriado para fazer com que a cabeça do fêmur avance lentamente, para que não se abra o osso, utilizando uma velocidade mais alta, refilando e definindo a extremidade óssea (Figura 10) (NEVELOES et al., 2010).

Figura 10 - Chanfro da cabeça do fêmur.

Fonte: Neveloes et al. (2010)

Outra ferramenta utilizada em artroplastia de quadril com próteses de recapeamento da cabeça do fêmur contém lâminas de usinagem que refila e simultaneamente chanfra a extremidade do fêmur (Figura 11). A ferramenta citada não tem eixo que centraliza o corte e controle de profundidade, lâminas para facear o topo sequenciado, portanto requisita uma operação de usinagem de modelagem da cabeça do fêmur, a qual é importante para encaixar perfeitamente na prótese de recapeamento do quadril, tendo acoplamento de um sistema de engrenagem e de ferramentas que diminui a velocidade de corte e um cortador de passagem único que permite à usinagem cilíndrica e um chanfro na extremidade do fêmur (PHILCOX, 2008).

Figura 11 - Imagem do ferramental: *Controlled feed reamer and single pass cutter*

Fonte: Philcox (2008)

Para modelar o osso também é usada uma ferramenta que contém lâminas de usinagem, faceando o topo e simultaneamente usinando o osso em formato esférico ou chanfrando para que seja encaixada a prótese de recapeamento e um modelador ósseo é guiado para o corte da extremidade do fêmur (Figura 12) (GUELAT; LECHOT, 2008).

Figura12- Imagem do ferramental: *Resurfacing Reamer with Cutting Struts*

Fonte: Guelat; Lechot (2008)

Para completar o modelamento da cabeça femoral, utiliza-se uma ferramenta de usinagem guiada chamada *apparatus for hip femoral resurfacing tooling* (Figura 13), que realiza a usinagem cilíndrica da cabeça femoral para a implantação da prótese de recapeamento. Ela possui uma fresa do tipo copo para modelagem cilíndrica da cabeça femoral, que possui dentes afiados que usinam sem engaste. Essa ferramenta avança sobre a cabeça femoral até na junção cabeça/colo, assegurando que o colo femoral não quebre e a usinagem seja guiada pelo pino guia previamente colocado. Inicialmente pode ser utilizado um tamanho maior de fresa copo, antes da preparação final, com o tamanho definitivo para refilar a cabeça.

Figura 13- Imagem do ferramental: *Method and apparatus for hip femoral resurfacing tooling*

Fonte: Tulkis et al., (2011)

2.3.1.4 Aferição e checagem da cabeça do fêmur usinada

Posteriormente à modelagem da cabeça do fêmur, o tamanho do modelo que corresponderá à cabeça é usado verificando o tamanho para ser preparada a marca na junção cabeça-colo, indicando o ponto do componente femoral a ter um avanço até se assentar juntamente com o cimento fechadura a ser perfurado na cabeça do fêmur se necessário (Figura 14) (NEVELOES et al.,2010).

Figura 14- Aferição e checagem da cabeça do fêmur usinada

Fonte: Neveloes et al., (2010)

2.4. Implantação da prótese de recapeamento do fêmur

Na implantação da prótese de recapeamento do fêmur utilizando cabeça cimentada, será derramado o cimento ósseo de baixa viscosidade até a linha no topo do chanfro no interior do implante. O componente definitivo é colocado sobre a cabeça do fêmur e será impactado, posicionando-se ao impactador de cabeça e após isto será removido o excesso do cimento ósseo. Para esse implante, o cimento ósseo de baixa viscosidade é necessário neste implante, desde que o cimento de alta viscosidade impeça o pleno assentamento do componente.

As cabeças sem cimento são simplesmente impactadas na posição com o impactador de cabeça. O quadril é então reduzido, evitando-se riscar o componente femoral contra a borda da taça acetabular. Em seguida é realizada uma verificação para garantir que não haja impacto e para que a variedade de movimento seja satisfatória (Figura 15) (NEVELOES et al.,2010).

Figura 15- Assentamento de recapeamento

Fonte: Neveloes et al.,(2010)

Diante disso, torna-se importante o estudo dos efeitos “colaterais” do procedimento de recapeamento sobre o tecido ósseo, suas causas e como preveni-las que serão apresentadas a seguir.

2.5 Reações adversas ou fatores de risco do procedimento de recapeamento de quadril sobre o tecido ósseo

O aumento do número de cirurgias de revisões de quadril são as principais causas de complicações das próteses de recapeamento de quadril sobre o tecido ósseo. Estima-se que esse aumento atinge um total de um quarto dos implantes (ULRICH et al., 2008). Essas revisões ocorrem por conta de complicações que se agravam em pacientes que se submetem a esse tipo de procedimento, comprometendo a saúde do indivíduo, devido à qualidade da prótese, a técnica cirúrgica, entre outros fatores.

A perda de componentes da prótese (acetábulo, haste ou cabeça femoral) localizada na região articular é considerada a principal causa de revisão cirúrgica, isto é, onde o paciente é submetido a novos procedimentos cirúrgicos, os quais são considerados de alto custo e com grande risco de complicações. Estudos demonstram que a perda das próteses não-cimentadas esta altamente relacionada com o afrouxamento asséptico (instabilidade), osteólise periprotética (perda óssea e

soltura dos componentes protéticos), fraturas ósseas e casos de infecções. Nas revisões de artroplastia cimentadas as causas mais comuns para a revisão cirúrgica são a soltura da prótese, fragmentação do cimento ósseo, desgaste dos componentes protéticos (principalmente os fabricados em polietileno), a alta concentração de íons metálicos no sangue (metalose) e as infecções (ULRICH et al., 2008).

A ausência nas rotinas de acompanhamento de pacientes submetidos a cirurgias de recapeamento de quadril durante pelo menos dez anos após o implante e a deficiência nos estudos são fatores relevantes para o agravamento dos efeitos colaterais desse tipo de cirurgia. Estima-se que mais de 20% dos pacientes submetidos à cirurgia de prótese de recapeamento, necessitaram de uma segunda ou mais revisões (KIMURA et al., 2008). A importância do acompanhamento do paciente pós-cirúrgico, evita complicações como fraturas e deslocamentos das próteses. Algumas são relatadas pelo próprio paciente devido ao sintoma de dor localizada, já as complicações como infecções e osteólise são detectadas somente através do acompanhamento realizado por profissionais da saúde.

A necessidade desse acompanhamento é benéfica, pois evita cirurgias mais recentes e complicadas (BOLZ et al., 2010). Os efeitos colaterais pós-cirúrgico de prótese total de quadril, devido à prática incorreta dos cirurgiões, são a paralisia de nervos, discrepância no comprimento de membro inferior, algias na coluna acompanhadas de marcha claudicante, infecções, lesões vasculares, deslocamento da prótese, tromboembolismo venoso, dor crônica e fraturas peri protéticas. Segundo Upadhyay et al., (2007), 90% de pacientes submetidos a esse tipo de cirurgia dizem não serem informados sobre esses efeitos colaterais.

Outras complicações consideradas importantes na cirurgia de revisão é durante a remoção do cimento utilizado na cirurgia, esse procedimento pode causar hemorragia, furação do córtex do fêmur e fratura femoral. Durante a raspagem pode ocorrer perda óssea, (KEELING et al., 2008). Também é considerada causa relevante a perda no componente do acetábulo quando comparado com o componente femoral em próteses cimentadas e não cimentadas, aumentando a osteólise após cinco anos contando da cirurgia primária. Cerca de 27% das revisões de próteses totais de quadril, ocorre perda do componente acetabular, aumentando

as complicações pós cirúrgicas como perda de sangue, risco de morte e alto custo devido aos procedimentos cirúrgicos (CHEN et al., 2005).

Em pesquisas mais recentes, as partículas liberadas das próteses de metal é a causa principal de falha ocasionando rejeição nesse tipo de cirurgia. Essa falha gera a reabsorção óssea e a perda do implante e a fratura considerada mais comum é quando ocorre a perda do acetábulo por conta da retirada de massa óssea e fratura do colo da prótese (GIANNINI et al., 2007).

O desgaste também é outro item de preocupação, pois ocasiona a metalose devido ao desgaste do metal utilizado nesse tipo de prótese. A metalose afeta a estabilidade do implante levando a um quadro de inflamação peri protética. As partículas liberadas pelo desgaste da prótese causam reações ao seu portador, devida a resposta ao corpo metálico estranho ocasionando uma resposta inflamatória pela concentração de partículas de CoCr na corrente sanguínea levando a morte de macrófagos e como consequência a um aumento do quadro inflamatório, favorecendo a osteólise (GUPTA et al., 2007; De PALMA et al., 2007). O desgaste do polietileno também desencadeia a osteólise, embora seja em menos concentração, mas é considerável no ponto de vista tóxico (DUMBLETON et al., 2002).

A pressão exercida no local do implante durante os movimentos de deambulação realizados pelo paciente pode causar uma absorção óssea pelas células ósseas osteoclásticas (GUPTA et al., 2007). O deslocamento da prótese corresponde a 10% das falhas da cirurgia primária (WILLIAMS et al., 2007).

As luxações pós-cirúrgica devido ao mau posicionamento dos componentes é outra complicação resultante da falha da prótese durante o procedimento cirúrgico, como falha ao calcular o comprimento do membro inferior, mal posicionamento em decúbito lateral do paciente durante o ato cirúrgico e a dimensão da cabeça femoral para maximizar a amplitude de movimento (BOURNE; MEHIN, 2004; CONROY et al., 2008).

A infecção é outra complicação muito severa que leva o paciente à cirurgia de revisão com a retirada total dos componentes protéticos, podendo levar a um encurtamento do membro e afetando a marcha (GANSE et al., 2008; TATTEVIN et

al., 1999). Os fatores que levam à esse preocupante quadro é a idade avançada dos pacientes submetidos à esse tipo de cirurgia, a obesidade (considerada o fator de maior risco), diabetes mellitus, tumores malignos, e HIV (MALINZAK et al., 2009; ZIMMERLI, 2006).

Diante de todo o citado, para que esse tipo de prótese tenha uma efetividade clínica torna-se necessário os seguintes critérios: persistência de dor e imobilidade, percentagem de revisão cirúrgica de próteses em um determinado tempo (taxa de revisão) e facilidade de revisão (NATIONAL INSTITUTE FOR CLINICAL EXCELLENCE, 2000).

2.6. Tipos de próteses de quadril utilizadas em cirurgias

Os materiais das próteses são bastante diversificados, porém os que podem ser utilizados em humanos necessitam de um material adequado baseam-se nas propriedades mecânicas, físicas, químicas e biológicas de acordo com cada caso (MELLO et al., 2003).

As próteses tem a função de devolver a qualidade de vida e restabelecer as funções articulares para pacientes com danos músculos-esqueléticos devido a traumas ou acometidos por doenças como a osteonecrose, entre outras, utilizando materiais e próteses cirúrgicas mais eficientes, possibilitando o retorno para uma vida normal aos pacientes que utilizam esse tipo de prótese ou implante artificial.

Os indicativos como a idade do paciente, tipo de doença femoral, qualidade do osso, a experiência do cirurgião e do instrumental cirúrgico adequado devem ser levados em consideração. A garantia da integridade dos componentes dos implantes é obtida pela realização de testes de qualidade, que definem a durabilidade dos implantes e asseguram os certificados de qualidade exigidos pelos órgãos reguladores de próteses cirúrgicas de quadril. O sucesso dos implantes depende do projeto, matéria-prima de qualidade, indicação do médico cirurgião, correta implantação do implante e que o paciente tenha consciência para condutas corretas quanto aos cuidados de ser um portador de implante, sendo que o maior desafio na

área de implantes é o aumento da sua vida útil dos implantes (MONTAGNOLI, 2010).

As próteses totais da articulação do quadril são constituídas de vários componentes e diferentes métodos de fixação. Os principais componentes de uma artroplastia total de quadril são o acetábulo, a cabeça e a haste femoral, conforme ilustra a Figura 16. Existem dois tipos básicos de implantes de quadril: os cimentados e os não-cimentados. Os implantes cimentados podem ainda ser divididos em implantes com haste e sem haste (DUCHEYNE, 1982).

Figura 16- Componentes de uma prótese de quadril.

Fonte: Alves; Bergmann; Stainer (2011)

No decorrer dos anos, os implantes foram sofrendo alterações de projeto e consequentemente melhorias. O anexo no final deste trabalho, ilustra vários implantes e tipos de próteses cirúrgicas de quadril que foram evoluindo de acordo com a necessidade, sendo que alguns tipos de implantes são utilizados até hoje. Cada um destes implantes apresenta as suas vantagens e desvantagens.

3. OSTEONECROSE

A Osteonecrose (ON) é uma doença de origem idiopática resultante da insuficiência do aporte sanguíneo ocasionando a morte celular do compartimento ósseo acometido. Por esse motivo é denominada de necrose avascular ou necrose óssea asséptica. A diminuição ou interrupção do fluxo sanguíneo no osso comprometido é comum na maioria das enfermidades como isquemia e necrose óssea. Algumas horas após a ocorrência de uma isquemia (parada do fluxo sanguíneo), em seguida ocorre morte de osteócitos (células ósseas), necrose dos adipócitos (células de gordura) e medula óssea. Sinais histológicos de necrose óssea são evidenciados após 24 a 72 horas após o ocorrido. Em casos traumáticos, a lesão pode ser por uma ruptura arterial, comprometendo o aporte sanguíneo local. A Figura 17 ilustra a irrigação da região da cabeça e colo do fêmur (SBO).

Figura 17- Irrigação da região da cabeça do fêmur

Fonte: Sociedade Brasileira de ortopedia (SBO) 2012.

A denominação **Necrose** se refere à morte celular de uma determinada região de tecido, órgão ou ambos, ocasionada por agressões às células, sendo de forma irreversível e é importante ressaltar que a morte celular por necrose é diferente da apoptose, que é a morte programada da célula (BARBOSA, 2009).

Pode-se dizer que a necrose possui diferentes etiologias (causas), dentre elas destacam-se os agentes físicos (traumas mecânicos, temperatura, radiação, entre outros); agentes químicos (drogas, álcool, entre outros); agentes biológicos (infecções virais, bacterianas ou micóticas, parasitas, entre outros); Insuficiência circulatória (infartos, úlceras de decúbito, entre outras) e fatores genéticos (doença de Legg–Perthes). Desta forma, podemos encontrar as seguintes denominações para a necrose, de acordo com a sua (etiologia) que se caracteriza pela diminuição da micro circulação em determinada região da cabeça femoral associada a todos os fatores citados acima , segundo a Academia Americana de Ortopedia , estimando de 10 à 20.000 casos novos diagnosticados nos Estados Unidos (MCGRORY, et al., 2007).

Quando a osteonecrose ocorre em crianças e adolescente é chamada de doença de Legg–Perthes. Sua etiologia ainda está sendo determinada, mas o que se sabe é que ela ocorre devido a uma oclusão vascular, em locais cuja vascularização é pobre. Seu desenvolvimento é lento e provoca muitas dores na articulação (principalmente por esforço), estalos e diminuição na amplitude de movimentos. Seu diagnóstico é feito através de Ressonância Magnética e deve ser feito o mais precoce possível no sentido de minimizar os seus efeitos (LAVERNIA, 1999).

Figura 18- Imagem ilustrativa da necrose da cabeça femoral

Fonte: Busato, 2012
<http://www.medicinadoquadril.com.br/osteonecrose.php> Acesso em: 12 março 2012.

A ON na cabeça do fêmur é decorrente entre 2% à 10% de uma luxação ou fratura seguida de um trauma na articulação do quadril.

Quando a lesão é por uma Oclusão Vascular, isto é, vasos comprometidos por algum tipo de lesão vascular ocasionada por trombose, diabetes, anemia falciforme e uso de corticoides, que são fatores de risco que levam a uma diminuição do fluxo sanguíneo e degeneração na cabeça femoral seguida de artrose secundária, cerca de 70% dos casos, o que pode levar o indivíduo acometido a intervenção cirúrgica como a artroplastia de quadril (DALTRO et al., 2008).

A Necrose Asséptica Óssea, Necrose Avascular, Osteonecrose Asséptica e a Osteonecrose (ON), comprometem mais comumente os vasos sanguíneos dos ossos da cabeça do fêmur e do úmero podendo ocorrer também nos joelhos, maxilares e entre outros. A ocorrência de osteonecrose asséptica é relatada por alguns autores em decorrência de transplantes renais (5% dos casos), também pode ser causada por uso de corticoides para tratamento da asma, artrite reumatoide entre outros, e de forma idiopática no alcoolismo. Nos portadores de HIV a ocorrência de ON tem uma estimativa anual em 4% da população em pacientes jovens entre a quarta e quinta décadas de vida, com uma evolução incapacitante e permanente da cabeça do fêmur em 80% dos casos, tornando preocupante essa estimativa nessa população (CABRITA et al., 2012).

Entre os autores existe um consenso de que há uma grande incidência de alguma anormalidade do sistema de coagulação, que se sobrepõe às causas mais conhecidas de Osteonecrose. Este fato levou à recomendação da realização de exames para a verificação da coagulação em portadores de osteonecrose. As causas da sua ocorrência ainda não estão bem consolidadas, o que se pressupõe é que haja a ocorrência de oclusão venosa gerada por algum "gatilho", provocando uma isquemia local, o que leva à morte tecidual (JONES, 1993).

A osteonecrose da cabeça femoral é uma doença progressiva, que muitas vezes leva ao colapso da cabeça do fêmur. O objetivo final do tratamento para a osteonecrose do quadril é a preservação da cabeça femoral. No entanto, esta patologia é difícil de tratar, porque está associada a um número de diferentes doenças e etiologias. A delimitação de novas informações sobre a etiologia, patogênese e história natural de osteonecrose está em curso, uma vez que ainda

não foi possível determinar quantos fatores de risco são necessários para causar a Osteonecrose. O Núcleo de descompressão, vascularizado e não vascularizado, procedimentos de enxerto ósseo e os procedimentos de artroplastia desempenham um papel importante no tratamento (LIEBERMAN et al., 2003).

3.1 Necrose óssea térmica relacionada ao recapeamento

Com o desenvolvimento de cirurgias modernas de artroplastia de quadril, a furação óssea tornou-se um passo comum no dia a dia dos procedimentos em ortopedia/traumatologia e odontologia. O calor produzido pelo atrito nesses procedimentos pode resultar em necrose óssea térmica. Em relação aos princípios atuais de fixação de fratura ou cirurgia reconstrutiva, o afrouxamento do implante é um efeito colateral adverso. A taxa de falha do implante para a osteossíntese de quadril é de 2-7% (AUGUSTIN et al., 2008), e é mais elevada em comparação com a dos membros superiores devido ao estresse fisiológico durante a locomoção.

Muitos parâmetros podem influenciar no afrouxamento do osso-implante, sendo um deles a necrose óssea térmica. Um desses parâmetros ocorre durante a furação do osso, onde a temperatura pode aumentar acima de 47°C e provocar uma osteonecrose irreversível gerando o enfraquecimento do contato de implante com osso e possível perda da rigidez, sendo que o ideal é a condição onde o aumento da temperatura durante a furação óssea seja mínimo (AUGUSTIN et al., 2012).

A velocidade e o diâmetro da broca de furação com a utilização de irrigação externa com água destilada a 26°C são parâmetros que podem produzir temperaturas inferiores no momento da furação do osso, diminuindo o risco da osteonecrose óssea, sendo assim, a irrigação externa o fator mais importante de refrigeração do tecido. Isto foi previamente observado em estudo, onde a irrigação externa conseguiu manter a temperatura do osso abaixo de 47°C (AUGUSTIN, 2012).

O aumento no diâmetro da broca e a sua velocidade aumentam a temperatura no osso, por outro lado mudanças nos parâmetros de rotação e avanço na ponta da broca e no ângulo de furação demonstram diminuição da temperatura (AUGUSTIN

et al., 2012). O aumento da reabsorção óssea em torno do implante também é um fenômeno que pode ser observado em imagens de raios-x, entretanto não é uma das causas mais relevantes da necrose térmica.

O aumento da temperatura durante a furação e seus efeitos no tecido ósseo foi amplamente discutido e primeiramente constatou-se que temperaturas entre 56-60°C seriam deletérias ao tecido ósseo e que abaixo de 56°C eram seguras, entretanto, metodologicamente os resultados apresentados na época não garantiam que houve a morte celular do tecido ósseo ou a necrose óssea térmica. Somente com o estudo de marcação enzimática realizado por Lundskog (1972), foi observada necrose térmica em temperaturas de 50°C em 30 segundos. Em estudo mais recente, definiu-se que o limiar para a osteonecrose térmica é de 47°C com exposição de 1 minuto (AUGUSTIN et al., 2012).

A identificação da Osteonecrose térmica pode ser feita através da histologia do osso, onde pode-se observar um osteócito normal (Figura 19 A) e um osteócito com a formação do núcleo picnótico (Figura 19 B), onde a célula óssea já se encontra em fase degenerativa a caminho da “morte” celular.

Figura 19- Imagem histológica ilustrativa de célula óssea normal (A) e com núcleo picnótico (B) (Adaptado de BARBOSA, 2009).

Algumas questões são importantes para compreender os fatores que influenciam no processo da Osteonecrose térmica. O tipo e material da broca influenciam na geração de calor? Quanto ao procedimento de furação, o que pode ser feito para minimizar a geração de calor e o aumento da temperatura? Só a irrigação externa de água destilada é suficiente? Essa irrigação é sempre viável? Qual a sua eficiência? Quais outras estratégias podem ser feitas? Qual a melhor estratégia? Como dissipar o calor gerado pelo atrito?

Fica evidente que alguns parâmetros que influenciam a geração do calor devem ser controlados, como por exemplo, a velocidade e avanço da broca, a temperatura ambiente e do tecido ósseo, assim como a temperatura inicial da ponta da broca. Diante disso, está claro que o procedimento de furação óssea é de extrema importância para a fixação da prótese, uma vez que ocorrendo a necrose do tecido, a consolidação tecido prótese será prejudicada, afetando diretamente a estabilidade da articulação, o que pode antecipar o procedimento de revisão independente do tipo de prótese.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Nesse capítulo serão abordados os fatores relevantes para a seleção do modelo animal, a descrição e uso do dispositivo de furação a ser utilizado, bem como as análises histológicas das amostras.

4.1. Amostra

Para essa pesquisa o modelo animal selecionado foi a costela de origem bovina. A amostra foi composta de 4 partes de costela com comprimento de 5 centímetros e espessura de 1,5 centímetros e esta medida foi realizada utilizando um paquímetro. As costelas foram adquiridas no frigorífico SILTOMAQ, situado na cidade de São Carlos-SP. Foi removida a penúltima costela, 12 horas após a morte do animal com refrigeração necessária para que fossem cortadas e suas peças removidas.

Figura 20- Mensuração da amostra de costela, utilizando paquímetro para seleção.

Fonte: (RRH-BMP-SEM-LTC-EESC-USP)

4.2. Descrição do dispositivo utilizado no ensaio mecânico de furação óssea

Para a realização do Ensaio Mecânico de Furação Óssea utilizou-se de um dispositivo desenvolvido previamente pelo Laboratório de Tribologia da EESC- USP (Figura 21). Este dispositivo é uma “furadeira” ou bancada de furação com controle computadorizado de avanço e rotação, o qual é composto de diferentes itens para seu funcionamento, como será descrito a seguir.

Para o ajuste dos parâmetros (avanço e rotação) foi utilizado o programa TURBO-CNC, o qual faz a interface computacional com o drive CNC, que por sua vez controla o servo motor que está conectado a “furadeira”. Ao inserir-se os valores selecionados de rotação e avanço no programa TURBO-CNC este passa as informações para o *drive* do CNC que faz o programa de controle numérico computacional adequado para os valores selecionados para que o servo motor execute o programa. Após a programação, confere-se a rotação utilizando-se um Tacômetro Minipa modelo MDT-2238A.

Figura 21- Imagem da Bancada do dispositivo de furação, onde: 1) Drive CNC; 2) Furadeira; 3) Servo Motor e 4) Tacômetro.

Fonte: (RRH-BMP-SEM-LTC-EESC-USP)

Figura 22 - Imagens ilustrativas do tacômetro (A), do dispositivo de furação (B) e do procedimento de mensuração da rotação (C).

Fonte: (RRH-BMP-SEM-LTC-EESC-USP)

4.3. Ensaio mecânico de furação óssea

Trinta minutos antes das amostras serem furadas, estas foram removidas da refrigeração, embaladas em sacos plásticos para que não entrassem em contato com água, e foram aquecidas em banho-maria a 36°C, e logo após foram mantidas aquecidas em estufa a 37°C, para assemelharem-se à temperatura corpórea. Em seguida as amostras foram fixadas individualmente no dispositivo de fixação (Figura 23) da bancada de furação para dar sequencia ao procedimento de furação.

Figura 23- Imagens ilustrativas do procedimento de furação

Fonte: (RRH-BMP-SEM-LTC-EESC-USP)

As furações foram feitas com broca HSS-SKF (figura 24) com 8 milímetros de diâmetro, material de aço inoxidável, sendo utilizada a mesma broca em todas as amostras ósseas. As amostras foram comparadas e analisadas com as alterações do calor gerado pelo atrito da broca no osso durante o processo de furação.

Figura 24- Imagem ilustrativa da broca

Fonte: (RRH-BMP-SEM-LTC-EESC-USP)

Durante a furação foram observados os seguintes parâmetros:

- 1) Temperatura. Foram realizadas 3 aferições de temperatura. A primeira aferição foi realizada na ponta da broca em movimento, a segunda foi realizada na amostra óssea antes da furação e a terceira medida foi realizada na amostra óssea no final da furação. Para as aferições foi utilizado um termômetro digital, marca-MEDISANA®.
- 2) Avanço (milímetros por minuto). Para esse parâmetro foi utilizado um dispositivo da marca-EQUITRON; MOD.ES 2200; RPM 2800; Potência 0,30; Torque 1,6Nm.
- 3) Rotação (RPM). Para esse parâmetro foi utilizado um tacômetro foto/contato digital da marca MINIPA, MDT-2238.

Figura 25- Imagem da amostra óssea após furação

Fonte: (RRH-BMP-SEM-LTC-EESC-USP)

Na Tabela 2 estão descritos os parâmetros utilizados nos 4 ensaios de furação.

Tabela 2. Parâmetros utilizados em cada ensaio por amostra.

Amostras	RPM (Rotação da Broca)	Avanço da Broca (mm/min)
1	100	80
2	1000	80
3	1.200	80
4	2.500	80

4.4 Análise Histológica

Para atingir os objetivos deste estudo, após o procedimento de furação das amostras ósseas, estas, passaram por procedimentos de preparo para serem analisadas em microscopia óptica para a verificação qualitativa e quantitativa da presença de osteonecrose.

Assim, para a obtenção dos corpos de provas que produziram as amostras, foram utilizadas 4 costelas bovinas diferentes. Os corpos de provas foram retirados aleatoriamente (centro ou extremidade) de cada costela que forneceu um corpo de prova com a largura de 40 milímetros de diâmetro para ser montado no dispositivo (furadeira) para o teste de furação. Após a furação e obtenção do corpo de prova, as amostras foram preparadas de acordo com a técnica de análise.

4.4.1 Processos histotécnicos para a preparação das lâminas histológicas em microscópio óptico

Imediatamente após a confecção das furações de todos os blocos de costelas, estes foram imersos em solução tampão fixador Entellan (Merck) pelo período de 48 horas e estendido por 24 horas para redução do volume e uma

fixação mais efetiva do material biológico e minimização dos fenômenos “*post-mortem*”.

A preparação das amostras para a confecção das lâminas histológicas seguiu as etapas descritas abaixo:

1-Fixação;

Solução tampão fixadora	
Solução A	
Fosfato de sódio dibásico anidro_____	6,5g
Água filtrada_____	4,5L
Solução B	
Fosfato de sódio monobásico monohidratado_____	40g
Água destilada_____	4,5L

2-Descalcificação: as amostras foram transferidas do material biológico (osso) para o descalcificador (Morse) utilizando as seguintes soluções;

Solução(1)- citrato de sódio 20%
Solução(2)- ácido fórmico
Solução(3)- (para uso) proporção 1:1 das soluções acima

Rotina. Efetuadas trocas do descalcificador a cada três dias; por um período de 25 dias. Um parâmetro macroscópico de avaliação foi realizado utilizando-se uma agulha de insulina para avaliar o nível de desmineralização do material.

3-Desidratação (tempo=72h);

4-Diafanização (técnica utilizada para que a peça se torne translúcida e posteriormente possa receber os banhos de hematoxilina e eosina);

5-Inclusão em parafina em dois banhos sucessivos(Tempo=3h);

6-Toilette e fixação no suporte (tempo variável para cada bloco);

7-Microtomia em cortes seriados (tempo variável para cada bloco);

8-Montagem dos cortes em lâminas (tempo variável para cada série de cortes);

9-Lâminas com cortes para secagem em estufa à 40°C (tempo=24h);

10-Desparafinização em banhos de xilol 1 à 5 minutos; xilol 2 à 5 minutos (tempo de 10 minutos);

11-Hidratação;

12-Coloração. A maioria dos tecidos são incolores isto dificulta a observação em microscópio óptico de luz. Devido a este fato, foram introduzidos métodos para a coloração dos tecidos, de modo que seus componentes tornem-se visíveis e possam se destacar uns dos outros.

A seguir, são descritos os métodos de coloração pela hematoxilina Mayer e eosina-floxina.

Soluções

A) Hematoxilina de Mayer

Hematoxilina.....	1g
Água destilada.....	1000mL
Iodato de sódio.....	0,2g
Alúmen de amônia ou potássio.....	50g
Ácido cítrico.....	1g
Hidrato de cloral.....	50g

B) Eosina-floxina

1- Solução estoque de eosina 1% em água destilada

2- Solução estoque de floxina 1% em água destilada

3- Solução de uso de eosina-floxina:

Eosina 1% (solução estoque 1).....100mL

Floxina 1% (solução estoque 2).....10mL

Álcool etílico 95%.....780mL

Ácido acético glacial PA.....4mL

A técnica histológica é representada por um conjunto de procedimentos técnicos, utilizadas por vários profissionais, entre eles os profissionais em laboratórios de saúde e histologistas.

A técnica de coloração por hematoxilina e eosina consistiu em (CAPUTO, GITIRANA e MANSO, 2010).

1- Desparafinização em banhos de xilol por 15 minutos;

2- Re-hidratação do tecido em banhos de 1 minuto em álcool com concentração de 70%;

3- Lavagem por 5 minutos em água corrente;

4- Coloração em a hematoxilina de Mayer durante 20 minutos;

5- Lavagem em água corrente durante 25 minutos ou até remover o excesso do corante;

6-Diferenciaçãodos tecidos em solução diferenciadora;

7-Lavagem em água corrente por cinco minutos;

8-Coloração com eosina durante 2 minutos;

9-Lavagem rápida em álcool 95%;

10-Desidratação com 3 banhos de álcool absoluto por 1 minuto cada;

11-Remoção do excesso da eosina em banhos de álcoois com concentrações crescentes (70%-95%-100%) ;

12-Remoção da oxidação das lâminas em xilol;

13-Montagem com lamínula e adesão com Entellan da Merck.

As lâminas foram montadas com cortes seriados medindo 0,7 micrometros de espessura, sendo fotografadas em Microscópio Óptico (Olympus BX 41TF – Made Japan) utilizando-se o programa Motic Images Plus 2.0. As imagens foram feitas em aumento de 10x para a qualificação e quantificação celular.

4.5 Análise e Quantificação das células ósseas

Para cada corpo de prova (amostras) foram confeccionadas duas lâminas, totalizando-se 10 lâminas, as quais foram fotografadas em aumento de 10x, utilizando-se gradeamento de 120µm X 120µm para posterior contagem de células por quadrante.

Foram selecionadas cinco imagens para cada amostra, utilizando-se como critério de exclusão os seguintes parâmetros: estruturas anatômicas (vasos sanguíneos e feixes de fibras nervosas) grandes; rasgos e/ou defeitos de corte, porções ausentes na imagem.

A contagem dos osteócitos normais, osteócitos com núcleo picnótico e das lacunas (osteoplastos) foi realizada para quantificar a viabilidade óssea após o aquecimento friccional provocado pela furação, buscando identificar a necrose óssea térmica de acordo com critérios descritos por Kenzora et al. (1978). Para garantir a fidedignidade do estudo, a contagem das células foi realizada por dois observadores separadamente, em teste “cego”, os quais receberam orientações sobre a

padronização da identificação das células. Foram contadas as células e lacunas presente nos 6 quadrantes centrais da imagem (Figura 25) para garantir uma padronização do tamanho das áreas de contagem.

A classificação das células e das lacunas seguiu a metodologia descrita por Kenzoraet al. (1978) e James e Steijn-Myagkaya (1986), que consideram um osteócito normal àquele que apresenta a lacuna contendo o osteócito em proporções compatíveis, e consideram um osteócito picnótico quando a proporção osteócito/lacuna apresenta-se diminuída, isto é, uma lacuna maior que o osteócito; e as lacunas não apresentam osteócitos no seu interior (Vide Figura 19, página 42).

Figura 26- Imagem ilustrativa dos quadrantes utilizados na contagem das células.

4.6 Análise dos Resultados

Os resultados de temperatura foram analisados através do cálculo da Variação Percentual (delta), através da fórmula: $\text{Variação} = ((\text{temperatura final} - \text{temperatura inicial}) / \text{temperatura inicial}) * 100$ e apresentados em forma de gráfico.

Os resultados da contagem de células foram tabulados de acordo com a amostra e seus valores foram transformados em percentagem individuais.

5 RESULTADOS

5.1 Descrição dos resultados das amostras preparadas para Microscopia Óptica

A tabela 3, apresenta os resultados das temperaturas em graus Celsius aferidas por Termômetro Digital (Medisana®) no processo de furação mecânica (avanço de 80 mm/min.) nas amostras ósseas biológicas em diferentes rotações e momentos.

Tabela 3. Parâmetros de aferição da temperatura nas amostras ósseas

TECIDO ÓSSEO ÚMIDO				
Amostras	RPM (rotação da broca)	Temperatura na Broca	Temperatura na Amostra	Temperatura na Amostra após a furação
1	100	27,9°C	28,3°C	28,0°C
2	1000	28,0°C	29,0°C	38,1°C
3	1.200	29,2°C	29,7°C	42,1°C
4	2.500	29,4°C	30,5°C	48,3°C

Observa-se na tabela 3 que após o procedimento de furação, independente da rotação, há um aumento da temperatura da amostra óssea. Por sua vez, esse aumento não se apresenta proporcional ao aumento da rotação.

Gráfico 1- Variação percentual da temperatura das amostras ósseas em diferentes rotações e mesmo avanço.

No Gráfico 1, pode-se observar que a amostra que foi furada a 100 RPM apresentou uma variação negativa da temperatura (-1,06%), isto é, o processo de furação realizado a 100 RPM, não promoveu aumento da temperatura da amostra óssea, sendo que a amostra apresentava temperatura inicial de 28,3 °C e final de 28°C, como pode ser observado na Tabela 3.

Por sua vez, ao aumentar-se a rotação da broca para 1000 RPM observou-se que a amostra (2) apresentou variação de 31,38% na temperatura óssea. Essa variação representou uma mudança na temperatura da amostra em valores absolutos de 29,0 °C para 38,1 °C, inicial e final, respectivamente (Tabela 3).

Quando observa-se no Gráfico 1 a variação da temperatura em 1200 RPM, tem-se uma variação de 41,75%, o que representa em valores absolutos uma temperatura final na amostra de 42,1 °C (tabela 2). E finalmente, a 2500 RPM a variação foi de 58,36% e a temperatura absoluta final atingida foi de 48,3 °C.

Além disso, podemos observar no Gráfico 1 que o aumento da rotação da broca está diretamente relacionada à temperatura. Isto é, conforme aumenta a

rotação, a temperatura final na amostra tende a ser maior que a inicial. Entretanto, o aumento na rotação não é proporcional ao aumento da temperatura, visto que, ao aumentar-se a rotação de 100 para 1000 RPM (1000%) a temperatura aumentou cerca de 30%. Quando passa a rotação de 1000 para 1200 RPM (20% de aumento de rotação) observa-se 32 % de aumento de temperatura em relação a 1000 RPM. E quando aumentamos a rotação para 2500 RPM (108% em relação a 1200 RPM), observa-se que a temperatura aumentou cerca de 39% em relação a temperatura observada em 1200 RPM.

5.1.2 Histologia

Tabela 4. Percentuais de Ocorrência de células normais, picnóticas e lacunas nas lâminas histológicas.

Amostra 1		Células Ósseas (%)
100 RPM		
	Osteócitos Normais	91,10%
	Osteócitos Picnóticos	2,62%
	Lacunas	6,28%
Amostra 2		Células Ósseas (%)
1000 RPM		
	Osteócitos Normais	80,15%
	Osteócitos Picnóticos	8,40%
	Lacunas	11,45%
Amostra 3		Células Ósseas (%)
1200 RPM		
	Osteócitos Normais	72,12%
	Osteócitos Picnóticos	13,94%
	Lacunas	13,94%
Amostra 4		Células Ósseas (%)
2500 RPM		
	Osteócitos Normais	74,72%
	Osteócitos Picnóticos	15,51%
	Lacunas	9,77%

A Tabela 4 ilustra os valores percentuais das ocorrências de células normais, picnóticas e lacunas nas lâminas histológicas das amostras produzidas nos 4 ensaios de furação. Observa-se que até 1000 RPM o percentual de células identificadas como picnóticas foi inferior a 10% e nas rotações de 1200 e 2500 o percentual foi superior a 10% mas inferior a 20%. Por outro lado, o percentual de lacunas observado variou de maneira irregular entre as amostras, mas em valores sempre inferiores a 20% de ocorrência. A menor observação de presença de células normais foi na amostra 3 (1200 RPM), que apresentou 74,72% de osteócitos normais.

Gráfico 2 - Distribuição Percentual dos tipos de células observadas em lâminas histológicas para cada amostra em relação a temperatura final atingida.

No Gráfico 2, verifica-se a distribuição Percentual dos tipos de células observadas em lâminas histológicas para cada amostra em relação a temperatura final atingida. As amostras de 1 a 5 apresentaram, respectivamente, os seguintes percentuais de ocorrência de células normais: 91,1%; 80,15%; 72,12%; 74,72%. Além disso, pode-se observar que o percentual de ocorrência de células normais diminuiu conforme a temperatura final medida na amostra apresenta-se maior ou mais próxima da temperatura limítrofe para a ocorrência da necrose óssea térmica (50 °C).

Por sua vez, a presença de células picnóticas e as lacunas, são indicativos importantes da qualidade e integridade óssea. Estas, conforme pode ser observado no Gráfico 2 suas ocorrências tendem a aumentar de acordo com a temperatura atingida ao final da furação.

Figura 27- Imagens de Lâminas Histológicas da Amostra 1, perfurada a 100 RPM, temperatura óssea final 28°C. (HE. 10X; grelha 120x120um). Verifica-se presença de osteócito normal (seta azul), osteócito picnótico (seta preta) e lacuna (seta vermelha).

Figura 28- Imagens de Lâminas Histológicas da Amostra 2, perfurada a 1000 RPM, temperatura óssea final 38,1oC. (HE. 10X; grelha 120x120um). Verifica-se presença de osteócito normal (setas azuis), osteócito picnótico (setas pretas) e lacuna (setas vermelhas).

Figura 29- Imagens de Lâminas Histológicas da Amostra 3 perfurada a 1200 RPM, temperatura óssea final 42,1oC. (HE. 10X; grelha 120x120um). Verifica-se presença de osteócito normal (setas azuis), osteócito picnótico (setas pretas) e lacuna (setas vermelhas).

Figura 30- Imagens de Lâminas Histológicas da Amostra 4, perfurada a 2500 RPM, temperatura óssea final 48,3oC. (HE. 10X; grelha 120x120um). Verifica-se presença de osteócito normal (setas azuis), osteócito picnótico (setas pretas) e lacuna (setas vermelhas).

As figuras 27, 28, 29 e 30 mostram as imagens das lâminas histológicas das amostras utilizadas. As imagens foram feitas em microscópio ótico em aumento de 10X, sendo fotografadas com grelha de 120 X 120um para estruturar a análise quantitativa dos tipos de células. É importante ressaltar que as imagens são apenas para ilustrar as células normais, picnóticas e as lacunas e não representam a totalidade de ocorrências observadas nas amostras e que as leituras foram feitas de acordo com o descrito na metodologia, utilizando-se apenas os 6 quadrantes centrais de cada uma das 5 imagens de cada amostra.

DISCUSSÃO

Para a escolha do modelo animal foi levado em consideração às características ósseas que mais se assemelham ao do tecido ósseo humano, uma vez que a utilização deste tecido tem menor disponibilidade para estudos *in vitro*.

Na pesquisa de Aerssens et al, (2008), foi verificada a composição, a densidade e qualidade do tecido ósseo bovino e de outras amostras (cão e porco) comparados ao osso cortical e trabecular humano, que são os mais utilizados em pesquisas relacionadas ao tecido ósseo. Os autores observaram que a quantidade medular óssea no osso cortical de humanos era semelhante entre amostras avaliadas (bovina, suína e canina). Por outro lado, em relação ao colágeno, que é uma importante proteína do tecido conjuntivo e que é um importante indicativo no estudo de fraturas e micro fraturas, foram observadas concentrações menores desta proteína nas amostras humanas e bovinas, sugerindo uma semelhança entre elas.

Outro fator relevante avaliado para a seleção do modelo a ser utilizado neste estudo foi o aquecimento ósseo. Para esta variável, foram realizados estudos com bovinos, em diferentes regiões ósseas: bloco cortical e medular bovino (YACKER; KLEYIN, 1996) e costelas bovinas (ERCOLI et al., AERSSENS et al., 2008).

Portanto, baseado nestes estudos, considera-se que a costela de origem bovina é uma relevante indicação na avaliação da necrose óssea térmica, devido a sua semelhança ao tecido ósseo humano tanto na densidade óssea e dureza quanto no calor gerado na fricção durante a furação óssea. Desta forma, para este estudo o modelo animal selecionado após o estado da arte, foi a costela de origem bovina.

A relevância da realização de estudos que analisam os efeitos fisiológicos de procedimentos de furação óssea com a finalidade de implantação de próteses de recapeamento de quadril fundamenta-se na grande incidência de casos de Osteoartrose (OA) no mundo. Conforme citado anteriormente, o "Centro de Prevenção e Controle de Doenças dos EUA" estima que em cerca de 20 anos, aproximadamente, o número de portadores de OA poderá ser maior do que qualquer outra doença crônica (SIMON, 1999).

A artroplastia tem se destacado mundialmente como o procedimento mais indicado e utilizado para pacientes portadores de Osteoartrose (LENZA et al., 2013).

Entretanto, este procedimento tem apresentado alguns problemas com relação a osseointegração do tecido com a prótese (OLIVEIRA, 2009).

Neste sentido, a transferência de calor e o atrito provocado pela furação do tecido ósseo pode prejudicar a osseointegração devido à ocorrência de necrose óssea, processo pelo qual ocorre a morte celular (AUGUSTIN et al; 2012). É importante ressaltar que o tecido ósseo, que é um mal condutor de calor (BIYIKLI et al., 1986), não suporta a exposição prolongada à temperaturas superiores a 47°C (ERIKSSON; ADELL, 1986; ERIKSSON; ALBREKTSSON, 1983). Portanto, durante a furação é imprescindível que a temperatura no tecido não ultrapasse esse limite.

Desta forma, sabe-se que além do controle da temperatura, o projeto do ferramental, o material da broca, o procedimento de furação e a refrigeração do local estão diretamente envolvidos na geração de calor durante a furação óssea (BARBOSA, 2009; AUGUSTIN et al., 2012; NATALI, INGLE e DOWEL, 1996; HARKESS e RAMSEY, 1991). Assim, fica claro que a geração de calor produzida pelo atrito durante a furação do tecido ósseo depende da inter-relação desses fatores.

Augustin et al., (2008) tiveram como objetivo obter uma condição ideal de aumento da temperatura durante a furação óssea, sendo o mínimo possível para que não houvesse a ocorrência da osteonecrose óssea. Neste estudo foram utilizados vários diâmetros de brocas para serem comparados durante o processo de furação óssea e também foi utilizada irrigação externa com água à uma temperatura de 26°C, e os resultados em combinação com a velocidade de furação com diferentes diâmetros das brocas e o uso de irrigação externa, resultaram em temperaturas inferiores à temperatura crítica (acima de 47°C). Quando feito o procedimento de furação sem irrigação externa, mantendo os diferentes diâmetros das brocas, mas com velocidades de furação mais altas (1.140 e 1.820 RPM), não houve uma significativa variação de aumento ou diminuição de temperatura do osso. Augustin et al., (2008), consideraram que a irrigação externa é um dos fatores mais importantes no controle da temperatura.

Ercoli et al., (2004) e Chacon et al., (2006), em seus trabalhos, utilizaram metodologias com intuito de relacionar desgaste das brocas ao aquecimento gerado pelo atrito da broca no osso. No primeiro trabalho, não foram obtidos resultados

significantes quanto ao desgaste das brocas analisadas junto ao pico de 47°C. Em alguns grupos houve desgaste aparente após análise por microscopia eletrônica de varredura, porém tais desgastes não se relacionaram a um aquecimento ósseo. Em todos os testes de Ercoli et al., (2004), as furações tiveram irrigação externa em abundância, e possivelmente por esse fator o aquecimento friccional gerado pelas brocas não ocorreu. Além disso, a furação contínua em maiores profundidades, quando não refrigerada, geram temperaturas que podem ser deletérias ao tecido ósseo. Já Chacon et al., (2006) em seu estudo, obteve resultados significantes relacionados ao desgaste das brocas e ao calor friccional gerado no tecido ósseo conforme o ângulo da broca. Os autores concluíram que o design, material e propriedades mecânicas da broca podem afetar diretamente sua eficiência e durabilidade, mas a temperatura só excedeu os 47°C no grupo que não possuía ângulo de alívio.

No presente estudo, não foi utilizado nenhum tipo de refrigeração externa, modificação no tamanho e tipo de broca, tampouco modificação dos ângulos de furação. Apesar disso, em relação às temperaturas ósseas ao final da furação, os presentes resultados estão de acordo com a literatura. As temperaturas observadas nas amostras ósseas perfuradas a 100, 1000 e 1200 RPM, após o procedimento de furação, foram abaixo da temperatura crítica determinada pelos estudos, que é de 47°C (ERIKSSON; ADELL, 1986; ERIKSSON; ALBREKTSSON, 1983 ERIKSSON E ALBREKTSSON, 2008). Apenas a amostra furada a 2500 RPM ultrapassou a temperatura fisiológica limite, sendo observada uma temperatura de 48,3°C ao final da furação (Tabela 3 e Gráfico 1).

O osso é classificado como um tecido vivo e dinâmico, onde estímulos agressivos podem gerar em seus componentes estruturais, desarranjos a níveis celulares (osteoblastos, osteoclastos, osteócitos e medula óssea). Tais alterações podem direcionar-se para um reparo ósseo que pode corrigir defeitos provocados através da neoformação óssea, ou necrose, que significa morte parcial ou total do tecido (BARBOSA, 2009). Neste sentido, a quantificação e qualificação histológica do tecido ósseo é uma ferramenta fundamental de análise da qualidade do tecido ósseo após um procedimento de furação.

Conforme citado anteriormente, a temperatura limite para a ocorrência de morte dos osteócitos após uma lesão mecânica é acima de 47°C, em um minuto de exposição, também podendo provocar distúrbios em longo prazo na fixação em implantes ósseos (ERIKSSON E ALBREKTSSON, 2008).

Esse estudo concorda com essa afirmação, uma vez que os resultados obtidos nas lâminas histológicas apresentam uma maior predominância de osteócitos picnóticos e lacunas quando a temperatura final da amostra óssea ultrapassou o limite fisiológico (Gráfico 2, amostra 4). Além disso, já está consolidado na literatura que a velocidade de rotação é fator primordial na gênese da necrose óssea térmica (ANDERSON e FINLAYSON, 1943; CONVERSE, 1943; IVY e CURTIS, 1943; WALDRON, KAZANJIAN e PARKER, 1943; THOMPSON, 1958) o que reforça os resultados obtidos na amostra 4.

Em relação às outras amostras analisadas, a distribuição percentual dos tipos de células observadas nas lâminas histológicas, como pode ser observado no Gráfico 2, apresentou um comportamento compatível com a literatura, no que se refere ao aumento da velocidade e da geração de calor. Isto é, conforme o aumento da rotação e o aumento da temperatura final da amostra, os percentuais de células picnóticas e lacunas, que são indicativos de necrose óssea térmica, aumentaram (Gráfico 2 e Tabela 4). Apesar do aumento da ocorrência de células picnóticas e lacunas, o percentual de células normais ainda predomina em todas as amostras avaliadas.

Em estudo de Barbosa (2009) foi observado um percentual médio de 66,10% de células normais, 15,58% de células picnóticas e 24,71% de lacunas em costelas bovinas furadas com brocas novas (2 a 3 mm de diâmetro), sem irrigação, a 1800RPM. Este estudo observou valores percentuais de células normais superiores ao de Barbosa (2009) em todas as rotações avaliadas, sendo 91,1%; 80,15%; 81,82%; 72,12%; 74,72% (100 1000,1000, 1200 e 2500 RPM respectivamente), bem como valores percentuais inferiores em relação a células picnóticas e lacunas. Esses resultados sugerem uma menor predominância de osteonecrose térmica nas amostras investigadas neste trabalho.

Entretanto, devido a grande variabilidade de materiais e métodos aplicados em estudos sobre a necrose óssea térmica, a correlação direta dos resultados obtidos

no presente estudo com os resultados de outros estudos não pôde ser realizada de maneira adequada. Além disso, a determinação de um valor percentual de ocorrência de células picnóticas que classificaria o tecido como susceptível a uma menor osseointegração ainda é necessária, pois em um tecido vivo, as respostas fisiológicas ao dano térmico variam de acordo com a individualidade biológica. O que se pode afirmar é que quanto menor for a ocorrência de células picnóticas e lacunas, maiores são as chances de uma melhor consolidação osso-prótese. Entretanto, a ausência de osteonecrose térmica não garante a osseointegração, pois existem outros fatores que podem prejudicar esse processo, como: perdas de componentes ósseos, instabilidade articular, rejeição, osteólise, entre outros (OLIVEIRA, 2009; ULRISH et al., 2008; GUPTA et.al., 2007; De PALMA et al.,2007).

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados obtidos no presente estudo sugerem que o dispositivo (furadeira) ou bancada de furação desenvolvido no LTC-EESC-USP para a realização das furações nas amostras ósseas em testes de bancada foi eficiente em minimizar a ocorrência de necrose óssea térmica, até mesmo em condições de temperatura acima do limite.

Como perspectivas de estudos futuros, visando aproximar às condições reais do procedimento de fixação da prótese no fêmur, pretende-se adaptar o equipamento desenvolvido para torna-lo capaz de permitir a furação de ossos com outra forma geométrica não plana e fornecer subsídios para o desenvolvimento de dispositivos de furação portáteis para furação de fêmures *in loco*.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AERSSSENS, J. et al. Interspecies differences in bone composition, density and quality: Potential implications for in vivo bone research. **Endocrinology**, v.139, p.663-70, 1998.

ALVES, H.L.R.; BERGMANN, C.P.; STAINER, D. (2011). **Avaliação da viabilidade de fabricação de componente em cerâmica avançada aplicado como cabeça femoral em próteses de quadril**. Disponível em: <http://www.ufrgs.br/propesq/livro2/artigo_hugo.htm>. Acesso em: 20 dez. 2011.

ANDERSON, R.; FINLAYSON, B. L. Sequelae of transfixation of bone. **Surgery**, v. 13, p. 46-54, 1943.

AUGUSTIN, G. et al. Temperature changes during cortical bone drilling with a newly designed step drill and an internally cooled drill. **International Orthopaedics (SICOT)**, v.36, p.1449–1456, 2012.

AUGUSTIN, G. et al. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. **Archives Orthopaedic Trauma Surgery**, v.128, p.71-77, 2008.

BARBOSA, B.A. Análise microscópica da necrose óssea provocada pelo aquecimento friccional durante a confecção de alvéolos cirúrgicos para implantes osseointegráveis. 107 p.; 31 cm. Bauru, 2009

BARTELT, R.B. et al. The prevalence of groin pain after metal-on-metal total hip arthroplasty and total hip resurfacing. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.468, n.9, p. 2346-56, Sep, 2010.

BAUMER. (2011). **Ortopedia implante e instrumentais**. Disponível em: <<http://www.baumer.com.br/Ortopedia/Portugues/detProdutoImmgGrande.php?codProduto=146&imagem=1>>. Acesso em: 16 mar. 2011.

BIYICLY, S.; MODEST, M.F.; TARR, R. Measurements of Thermal Properties for Human Femoral. **Journal of Biomedical Material Research**, v.20, p.1335-1345, 1986.

BOLZ, K.M.D. et al. The cost-effectiveness of routine follow-up after primary total hip arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, v.25, n.2, p.191-196, 2010.

BOURNE, R.B.; MEHIN, R. The dislocating hip-what to do. **The Journal of Arthroplasty**, v.19, n.4, p.111-114, 2004.

BUSATO, TS. Disponível em <http://www.medicinadoquadril.com.br/osteonecrose.php> Acesso em: 12 março 2012.

CABRITA, H.A. et al. Avascular necrosis of the femoral head in HIV infected patients: preliminary results from surgical treatment for ceramic-ceramic joint replacement. **Revista Brasileira de Ortopedia**; v.47, n.5, p.626-30, 2012.

CAPUTO, L.F.G; GITIRANA, L.B.; MANSO, P.P.A. Técnicas Histológicas. In: MOLINARO, E. Conceitos e Métodos para formação de profissionais em laboratórios de Saúde. Cap.3, v.2, Rio de Janeiro: EPSJV; IOC, 2010.

CHACON, G.E. et al. Heat Production by 3 Implant Drill Systems After Repeated Drilling and Sterilization. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v.64, n.2, p.265-269, 2006.

CHEN, X.D.et al. Isolated acetabular revision after total hip arthroplasty: results at 5-9 years of follow-up. **International Orthopaedics**, v.29, p.277-280, 2005.

COIMBRA, F.X.; SAMARA, A.M.; COIMBRA, B.I. Estudo da Associação entre o Índice de Massa Corpórea (IMC) Osteoartrite (OA) de Mãos. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 44, n.3, p. 206-11, Mai./Jun, 2004.

CONROY, J.L. et al. Risk factors for revision for early dislocation in total hip arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, v.23, n.6, p.867-872, 2008.

CONVERSE, J. M. External skeletal fixation of fractured mandibles. **Journal of Oral Surgery**, v.1, p. 210-214, 1943.

CRANE, D.; EVERTS, P.A.M. Platelet Rich Plasma (PRP) Matrix Grafts. **Practical Pain Management**, p. 12-2. Jan/Feb, 2008. Disponível em: <http://www.drkyleneeley.com/files/cranepppmarticle.pdf> . Acesso em: 20 Março 2012.

DALTRO, G.C. et al. Tratamento da osteonecrose da cabeça femoral com células progenitoras autólogas em anemia falciforme. **Acta Ortopédica Brasileira**. v.16, n. 1, p.23-27, 2008.

De PALMA, F. et al. Duofit total hip arthroplasty: a medium-to long-term clinical and radiographic evaluation. **Journal of Orthopaedics and Traumatology**, v.8, p.117-122, 2007.

DPO (2011). **Prótese de Quadril**. Disponível em: < <http://www.dpoltda.com.br/>>. Acesso em: 21 jan. 2011.

DRUMOND, S.N.; PAIVA, E.B.; LIMA, M.B.O. Revisão de solturas assépticas acetabulares em artroplastias totais de quadril. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 34, n. 3, 1999.

DUMBLETON, J.H.; MANLEY, M.; EDIDIN, A.A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, v.17,n.5, p.649.-661, 2002.

DUCHEYNE, P.; GARTH, W.H.; CHEN, C. (1982). Functional behavior of orthopedic biomaterials. CRC Press Inc., **Boca Raton**, Flórida, v. 2.

ERCOLI, C.; FUNENBUSCH, P.D.; LEE, H.J.; MOSS, M.E.; GRASER, G.N. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: A study of drill durability. **The International Journal of oral & maxillofacial implants**,v.19, p. 335-49, 2004.

ERIKSSON, A.R.; ADELL, R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. **Journal of Oral Maxillo Facial Surgery**, v.44, p.4-7, 1986.

ERIKSSON, A.R.; ALBREKTSSON, T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury. A vital-microscopic study in the rabbit. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.50, p.101-107, 1983.

FELSON, D.T. et al. Osteoarthritis: New Insights. Part 2: Treatment Approaches. **Annals of Internal Medicine**, v.133, p.726-737, 2000.

GANSE, B.; BEHREN, S.P.; BENTHIEN, J.P. Two-Stage hip revision arthroplasty: the role of the excision arthroplasty. **European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology**, v.18, p. 223-228, 2008.

GARY, M.; ALEC, B. DePuy INT LTD [PT]; Gary M. [PT]; Birkbeck A. [GB]. **Drill Guide Assembly**. US2007276400, 2007.

GIANNINI, S. et al. Hip resurfacing: mid-term results of the last-generation metal-on-metal devices. **Journal of Orthopaedics and Traumatology**, v.8, p.202-206, 2007.

GRIGORIS, P. et al. Hip resurfacing arthroplasty: The evolution of contemporary designs. **Journal of Engineering in Medicine**, v. 220 n. 2, p.95-105, Feb, 2006.

GROTE, M. et al. Obesity and osteoarthritis in knee, hip and/or hand: An epidemiological study in the general population with 10 years follow-up. **BMC Musculo skeletal Disorders**, v.9, n.132, p.1-5, 2008. Disponível em: <http://www.biomedcentral.com/1471-2474/9/132> . Acesso em: 15 Abril 2012.

GUELAT, D.; LECHOT, A. PRECIMED SA [CH]. **Resurfacing Reamer With Cutting Struts**. US20080139563, 2008.

GUPTA, S.K. et al. Review article: osteolysis after total knee arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, v.22, n.6, p.787-799, Sept, 2007.

HARKESS, J.W.; RAMSEY, W.C. Principles of fractures and dislocations. In: ROCKWOOD, C.A.; GREEN, D.P.; BUCHOLZ, R.W. **Fractures in adults**. Philadelphia: J. B. Lippincott, 1991. p. 1-180.

HART, A.J. et al. Insufficient acetabular version increases blood metal ion levels after metal-on-metal hip resurfacing. **Clinical orthopedics and Related Research**, v. 469, n.9, p.2590–2597, Sep, 2011.

HANSMANN, C. Eine neue Methode der Fixierung der Fragmente bei komplizierten Frakturen. **Verhandlungen der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie**, v.15. p. 134-136, 1886.

HIEU L.C. et al. An optimal surgical aid system for Hip Resurfacing Arthroplasty. In: **Proceedings of the 6th Virtual International Conference on Intelligent Production Machines and Systems**, D T Pham, E EEldukhri and A J Soroka (eds), Elsevier (Oxford). 2010.

IVY, R. H.; CURTIS, L. Recent experiences with skeletal fixation in fracture of the mandible. **Journal of Oral Surgery** v. 1, p. 296-308, 1943.

JACOB,C.H. et al. A study of bone machining process drilling. **Journal of Biomechanics**, v.9, p.343-349,1976.

JAMES J, STEIJN-MYAGKAYA G Death of osteocytes. Electron microscopy after in vitro ischaemia. **J Bone Joint Surg**, v.68, p.620–624, 1986.

JONES JR, J.P. Fat embolism, intravascular coagulation and osteonecrosis. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 292, p. 294-308, Jul, 1993.

KARMANI, S.; LAM,F. The design and function of surgical drills and k-wires. **Current orthopedics**, v.18, n.6, p. 484-490, Dec, 2004.

KEE, C.C. Osteoarthritis: manageable scourge of aging. **The Nursing Clinics North America**, v.35, n.1, p.199-208, Mar, 2000.

KEELING P. et al. Cement-in-cement revision hip arthroplasty: an analysis of clinical and biomechanical literature. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery**, v.128, n. 10, p.1193-1199, Oct, 2008.

KIMURA, H. et al. Revision total hip arthroplasty by nonmodular short and long cementless stems. **Journal of Orthopaedic Science**, v.13, n.4, p. 335-340, Jul, 2008.

LAVERNIA,C.J.;SIERRA,R.J.;GRIECO,F.R. Osteonecrosis of the femoral head. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v.7, n.4, p. 250-61, Jul/Aug, 1999.

LENZA, Mario et al. Epidemiologia da artroplastia total de quadril e de joelho: estudo transversal. **Einstein**, v.11, n.2, p. 197-202, 2013. Disponível em : http://www.scielo.br/pdf/eins/v11n2/pt_11.pdf . Acesso em 30 de abril de 2014.

LIEBERMAN, JR et al. Osteonecrosis of the hip: management in the 21st century. **Instrumental Course Lectures**.v52,p.337-355, 2003.

LUNDSKOG, J. Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury. **Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery**. v9, p.1–80.1972.

MALINZAK, R.A. et al. Morbidly obese, diabetic, younger, and unilateral joint arthroplasty patients have elevated total joint arthroplasty infection rates. **The Journal of Arthroplasty**, v.24, n.6, Suppl. 1, p.84-88, Sep, 2009.

MCGRORY, B.J.M. et al. Current practices of AAHKS members in the treatment of adult osteonecrosis of the femoral head. **The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume**, v.89, n.6, p. 1194-1204, Jun, 2007.

McMINN, D.J.W. Development of metal/metal hip resurfacing. **Hip International**.v.13, p.541-553, 2003.

MELLO,G.M.R.;LIMA,C.R.P.; CHAVES, R.R.; CRAM, J.R. Desenvolvimento de ligas do tipo β para aplicações em próteses totais de quadril. In: **Anais das Jornadas SAM/CONAMET/ SIMPOSIOMATERIA**, p.198-201, 2003. Disponível em: <http://www.materiales-sam.org.ar/sitio/biblioteca/bariloche/Trabajos/A04/0408.PDF> . Acesso em: 12 nov. 2012.

MICHAEL,J.W.P.; SCHLÜTER-BRUST,K.U.; EYSEL, P. The Epidemiology, etiology, diagnosis and treatment of osteoarthritis of the knee. **Deutsches Ärzteblatt International**, v.107, n.9, p.152–62, Mar,2010.

MONTAGNOLI, C. (2010). **Qualidade,Tecnologia e segurança**. Disponível em: <http://mbosteos1.tempsite.ws/site/internaArtigos.aspx?id_artigo=2>. Acesso em: 14 dez. 2010.

MONT, M. A. et al. Resurfacing is comparable to total hip arthroplasty at short-term follow up. **Clinical Orthopedics and Related Research**, v.467, n.1, p 66–71, Jan, 2009.

NATALI, C.; INGLE, P.; DOWELL, J. Orthopaedic bone drills, can they be improved ? **Journal of Bone Joint Surgery**, v.78-B, n. 3, p. 357-362, 1996.

NATIONAL INSTITUTE FOR CLINICAL EXCELLENCE. Guidance on the Selection of Prostheses for Primary Total Hip Replacement, Technology Appraisal Guidance, n.2, 2000.Disponível em: <<http://www.nice.org.uk>>. Acesso em: 02 maio 2009.

NEVELOES, J.; KRIKLER, S. J.; STACHNIW, M. B.; BISHAY, M., ORIN LTD [GB].**Head centering jig for femoral resurfacing**.US2010152742, 2010. PATENTE?

OLIVEIRA, D.S. Análise Epidemiológica de pacientes submetidos à prótese de quadril- avaliação do banco de dados de uma operadora de saúde do estado do Paraná. Dissertação, Curitiba, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, 88p, 2009.

PARK, I.; KOEHLE, M.; DEVEZA, R. L. OTISMED CORP [EUA]. **HIP RESURFACING SURGICAL GUIDE TOOL**. TW200950744, 2009

PATRIZZI, L.J. et al. Análise pré e pós-operatória da capacidade funcional e qualidade de vida de pacientes portadores de osteoartrose de quadril submetidos à artroplastiatotal.**Revista Brasileira de Reumatologia**, v.44, n.3, p.91-185, 2004.

PENENBERG, B. L. WRIGHT MEDICAL TECH INC [EUA].**Guide Pin Placement for Hip Resurfacing**.US2011015642, 2011.

PETERSEN, S. (2003). **Hip replacement: design and developmet.** Tese (Doutorado). Disponível em: <www.geocities.com/hip_replacements>. Acesso em : 25 maio 2010.

PHILCOX, M.; PHILCOX, MARTIN [GB]. **Controlled Feed Reamer and Single Pass Cutter.** GB20080017012, 2008.

RAHMAN, L.; HALL-CRAGGS, M.; MUIRHEAD-ALLWOOD, S. K. Radiology of the resurfaced hip. **Skeletal Radiology**, v. 40, n.7, p.819-830, Apr, 2011.

RICCI, N.A.; COIMBRA, I.B. Exercício físico como tratamento na osteoartrite de quadril: Uma revisão de ensaios clínicos controlados. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v.46, p.273-280, jul/ago, 2006.

SAHA, S.; PAL, S.; ALBRIGHT, J.A. Surgical drilling: Design and performance of an improved drill. **Journal of Biomechanical Engineering**, v.104, n.3, p.245-252, 1982.

SIMON, L.S. Osteoarthritis: a review. **Clinical Cornerstone**, v.2, n.2, p. 26-37, 1999.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE ORTOPEDIA (SBO). **Artroplastia de Quadril: O que você precisa saber antes da cirurgia.** Disponível em: <<http://www.sbquadril.org.br/>>. Acesso em: 30 Março 2012.

TATTEVIN, P. et al. Prosthetic Joint Infection: When Can Prosthesis Salvage Be Considered? **Clinical Infectious Diseases**, v.29, n. 2, p.292-295, Aug, 1999.

THOMPSON, H. C. Effect of drilling into bone. **Journal of Oral Surgery** v. 16, p. 22-30, 1958.

TREVISANI, V.F.M.; FIDELIX, T.S.A. Osteoartrite Como Diagnosticar e Tratar. **Revista Brasileira de Medicina**. v.66, n.12, p.51-59, 2009. Disponível em: <http://www.moreirajr.com.br/revistas.asp?fase=r003&id_materia=4193> Acessado em 17 de abril de 2013.

TULKIS P.; LEDGER R. E.; RAUGEL P. HOWMEDICA OSTEONICS CORP [EUA] **Method And Apparatus For Hip Femoral Resurfacing Tooling** - US2011004318, 2011.

TURNER N. SMITH & SOBRINHO; TURNER NICHOLAS [GB]. **Medical Device.** US2009312780, 2009.

ULRICH, S.D. et al. Total hip arthroplasties: What are the reasons for revision? **International Orthopaedics**, v.32, n.5, p.596-604, Oct, 2008.

UPADHYAY, A. et al .Medical malpractice in hip and knee arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, v.22, n.6, Suppl.2, p.2-7, Sep, 2007.

WALDRON, C. W.; KAZANJIAN, V. H.; PARKER, D. B. Skeletal fixation in the treatment of fractures of the mandible. **Journal of Oral Surgery**, v. 1, p. 59-83, 1943.

WILLIAMS JR,J.T.; RAGLAND, P.S.; CLARKE, S. Constrained components for for the unstable hip following total hip arthroplasty: a literature review. **International Orthopaedics**, v.31, n. 3, p.273-277, Aug, 2007.

YACKER, M.J.; KLEIN,M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter int. **The International Journal of oral & maxillofacial implants**, v.11, p.634-38, 1996.

ZHANG, Y.; JORDAN, J.Epidemiology of Osteoarthritis. **Rheumatic Diseases Clinics North America**, v.34, n.3, p. 515–529, 2008.

ZIMMERLI W. Prosthetic-joint-associated infections. *Best Pract Res ClinRheumatol*, v.20, n.6, 2006, p. 1045-1063.

ANEXO

Tipos de próteses de quadril

*Implante de Judet Introduzido em 1946
[PETERSEN, 2003].*

*Implante de Austin-Moore
[PETERSEN, 2003].*

*Acetábulo de Ring e haste de Moore
implantada em 1964 [PETERSEN, 2003]*

*Implante de Huggler projetado em 1965
[PETERSEN, 2003].*

*Implante de Huggler projetado em 1965
[PETERSEN, 2003].*

*Implante Roy-Camille
[CHEN et al., 1998].*

*Haste femoral de Wagner
[DRUMOND et al, 1999].*

*Implante de Charnley (esquerda) e implante de
Stanmore (direita) [MARSTON, COBB,
BENTLEY, 1996].*

*Implante de Thompson
[BAUMER, 2011].*

*Implante de Spotorno.
[DPO..., 2011].*

*Implante de revisão de Wagner
[DPO..., 2011].*

*Implante primário de Müller.
[BAUMER, 2011].*

*Implante primário de Thompson.
[BAUMER, 2011].*

*Implante primário/revisão de Charnley.
[BAUMER, 2011].*

*Implante de Moore primário.
[BAUMER, 2011].*