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

RENAN BOTEGA

**PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVOS DE USINAGEM PARA CIRURGIA
DE RECAPEAMENTO DO QUADRIL**

Tese de doutorado apresentada ao
Departamento de engenharia mecânica da
Escola de Engenharia de São Carlos para
obtenção do título de doutorado.

Orientador: Prof. Dr. Benedito de Moraes Purquerio

São Carlos/SP
2015

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.

Bb993p
p BOTEGA, RENAN BOTEGA
PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVOS DE
USINAGEM PARA CIRURGIA DE RECAPEAMENTO DO QUADRIL /
RENAN BOTEGA BOTEGA; orientador BENEDITO DE MORAES
PURQUERIO PURQUERIO. São Carlos, 2015.

Tese (Doutorado) - 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, 2015.

1. Prótese de Recapeamento Femoral. 2. Artroplastia
de Recapeamento Femoral. 3. Ferramental Cirúrgico para
Artroplastia. 4. Hip Resurfacing . 5. Surgical tools
for Arthroplasty. 6. Femoral resurfacing arthroplasty.
7. Tratamento Térmico no Aço Ferramental Cirúrgico. I.
Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Fisioterapeuta **RENAN BOTEGA**.

Título da tese: "Projeto e desenvolvimento de dispositivos de usinagem para cirurgia de recapeamento do quadril".

Data da defesa: 24/08/2015

Comissão Julgadora:

Prof. Titular **Benedito de Moraes Purquerio**
(Orientador)
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

Resultado:
Aprovado

Prof. Associado **Jonas de Carvalho**
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

Aprovado.

Prof. Dr. **Bruno Watanabe Minto**
(Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" – UNESP - Jaboticabal)

APROVADO

Profa. Dra. **Claudia Valeria Seullner Brandão**
(Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" – UNESP - Botucatu)

Aprovado

Prof. Dr. **Altibano Ortenzi Junior**
(Università degli Studi di Firenze/UNIFI - Itália)

APROVADO

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica:
Prof. Associado **Gherhardt Ribatski**

Presidente da Comissão de Pós-Graduação:
Prof. Associado **Paulo César Lima Segantine**

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus filhos, para que possam ter como exemplo, que para contribuir para o mundo melhor é preciso ter inteligência, conhecimento e padrão moral. E que as boas invenções são aquelas que ajudam ao próximo.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus pela iluminação durante todo desenvolvimento deste trabalho, sem a qual este trabalho não seria possível, e também pela confiança e oportunidade para desenvolver todos meus trabalhos intelectuais.

Ao lado agradeço meu orientador, Professor Titular Benedito de Moraes Purquerio, por mostrar o melhor caminho em tudo e pela constante, paciente e atenciosa orientação durante os anos de trabalho e por sua contribuição moral, intelectual e de conhecimento neste trabalho, bem como para meu crescimento pessoal;

Agradeço a minha esposa por estar presente durante esse trabalho;

Agradeço também aos meus familiares que permaneceram estatuados durante meu crescimento;

Agradeço também aos Diretores da empresa Reabilitech por apresentarem grande interesse aos produtos desenvolvidos neste trabalho e por ter dado o suporte necessário para a conclusão do trabalho em nível de produto acabado;

.Agradeço aos professores, Prof. Dr. Carlos Alberto Fortulan, prof. João Manoel Domingos Rollo e ao Prof. Dr. Jonas de Carvalho pela contribuição em minha formação como doutor em ciências na área de concentração de projeto mecânico no departamento de Engenharia Mecânica. A professora Dra. Zilda pelo conhecimento e treinamento em ferramentas para o desenvolvimento do conceito dos equipamentos;

Agradeço a Pós-Graduação em Engenharia Mecânica pela qualidade no ensino e treinamento dos pós-graduandos e CNPQ pelo apoio ao projeto através de uma bolsa de doutorado.

BOTEGA, R (2014). **PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVOS DE USINAGEM PARA CIRURGIA DE RECAPEAMENTO DO QUADRIL**. Tese de Doutorado. Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2015.

Resumo

As progressivas inovações tecnológicas, na área de projeto mecânico, contribuem para a adoção de novos procedimentos cirúrgicos relacionados à ortopedia. Este trabalho trata do projeto, desenvolvimento e fabricação de dispositivos de usinagem e instrumentais cirúrgicos para aplicação em cirurgias de recapeamento da cabeça femoral em humanos e animais, buscando aperfeiçoar tal procedimento no que diz respeito a tecnologias voltadas à modelagem óssea e furação centralizada com a cabeça femoral. Nesse contexto, a relação tempo x precisão foi muito bem explorada, de forma a auxiliar com eficiência os cirurgiões e os pacientes que necessitam dessa cirurgia reduzindo a interferência da habilidade do cirurgião no resultado final da cirurgia. A fresa multilaminar sequencial, criada para usinar a cabeça femoral conforme geometria interna da prótese de recapeamento de quadril é uma importante ferramenta para redução do tempo de cirurgia, uma vez que é necessária a troca de ferramentas durante os procedimentos cirúrgicos como mostrado nesta tese. O instrumental cirúrgico, responsável para o funcionamento correto desses dispositivos de usinagem, é um guia de furação personalizado capaz de alinhar a broca e a fresa durante a modelagem da cabeça femoral, de acordo com o ângulo do colo femoral de cada paciente. Assim, este trabalho trata da concepção, desenvolvimento e fabricação de protótipos de um dispositivo de usinagem e instrumentais cirúrgicos que promovam a usinagem centralizada seguindo o ângulo do colo femoral, redução do tempo de cirurgia e da aplicação cirúrgica com prótese de recapeamento artroplastia de recapeamento canina. Os produtos desenvolvidos nesse trabalho serão nomeados como “fresa multilaminar sequencial”, “máscara para furação centralizada” e “prótese e instrumentais cirúrgicos para cães”, para a artroplastia de recapeamento de quadril. Com os desenvolvimentos, é esperada uma redução no tempo da cirurgia, bem como um aumento na segurança, possibilitando maior sucesso nesses procedimentos em humanos, bem como trás nova tecnologia para a medicina veterinária.

Palavras chaves – Artroplastia de Quadril; Instrumentais cirúrgicos; recapeamento de quadril.

BOTEGA, R (2014). **DESIGN AND PROCESSING DEVICES DEVELOPMENT FOR SURGERY HIP RESURFACING**. PhD thesis. School of Engineering of Sao Carlos, Universidad of São Paulo, São Carlos, 2015.

Abstract

Progressive technological innovations in the area of mechanical design, contribute to the adoption of new surgical procedures related to orthopedics. This work addresses the design development and manufacture of machining devices and surgical instruments to be used in resurfacing surgeries of the femoral head in humans and animals, seeking to improve this procedure in regards to a new technology related to bone structure for machining and drilling aligned with the femoral head. In this context, the relation time c accuracy was very well explored, in order to assist with efficiency surgeons and patients requiring surgery that reduces the interference on the skill of the surgeon on the surgery outcome. The simultaneous development of the multilaminar-mill, designed to machine the femoral head matching the internal geometry of the resurfacing prosthesis is an important tool for reducing the surgery time, as the tool changes during surgery as shown this thesis. The surgical instrument responsible for the proper operation of these machining devices is a customized guide drill mark capable of aligning the drill and the mill during drilling and milling of the femoral head, according to the angle of the femoral neck of each patient. This work deals with the design, development and manufacturing of a machining device prototype and surgical instruments to promote the centralized machining following the angle of the femur neck the reduction of surgery time and the innovate arthroplasty surgery in humans animals. The products developed in this work are named as "sequential multilaminar mill", "drilling centering mask" and "prosthesis and instrumental for dogs", for hip resurfacing arthroplasty. With the developments, it is expected to reduce the surgical time, as well increasing safety, allowing greater success in these procedures.

Keywords - Hip arthroplasty, Surgical instruments, Hip resurfacing.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 - Superfícies articulares: Articulação metal-polietileno; recapeamento metal-metal; cerâmica-cerâmica, cerâmica-polietileno; (SCHWARTSMANN, et. al. 2012).....	20
Figura 2.1 – Anatomia da articulação do quadril humano.....	25
Figura 2.2 - Estrutura muscular da articulação do quadril. Disponível em http://www.medicinadoquadril.com.br/anatomia_do_quadril.php acesso em 03/12/2014.....	26
Figura 2.3 - Pelve canina demonstrando o ângulo do colo femoral.....	28
Figura 2.4 – Estrutura óssea e articular do quadril. Disponível em: http://www.medicinadoquadril.com.br/anatomia_do_quadril.php acesso em 03/12/2014.....	29
Figura 2.5 – Prótese acetabular tipo press-fit de metal apoiado a uma taça com polietileno (CHARNLEY, 1960).....	31
Figura 2.6 – Modelos de próteses para a substituição do acetábulo.....	31
Figura 2.7 - Prótese acetabular recuperada pós-implante onde é possível ver a camada de hidroxiapatita (RØKKUM, et al., 1999).....	32
Figura 2.8 – sistema de prótese acetabular POLARCUP.....	32
Figura 2.9 - Sistema INTERSEAL® de prótese acetabular. Disponível em: http://www.ortho.microport.com/physicians/products/hips/INTERSEALAcetabularCupSystem.asp . Acesso em: 04/11/2014.....	33
Figura 2.10 – Anéis de revisão acetabular (SMITH; NEPHEW, 2011).....	34
Figura 2.11 – Modelos de anéis de revisão do acetábulo e radiografia do anel implantado no quadril (SMITH; NEPHEW, 2011).....	34
Figura 2.12 – Fresa acetabular tipo ralo e aresta hemisférica (SMITH; NEPHEW, 2014).....	35
Figura 2.13 – Acesso cirúrgico lateral e representação da usinagem na medida do acetábulo (SMITH; NEPHEW, 2014).....	35
Figura 2.14 – Dispositivo de posicionamento da prótese acetabular (SMITH; NEPHEW, 2014).....	36
Figura 2.15 – Prótese com fixação mecânica por parafusos (SMITH; NEPHEW, 2014).....	36
Figura 2.16 – Prótese acetabular e radiografia de preparação cirúrgica (SMITH; NEPHEW, 2006).....	37
Figura 2.17 – Alargamento da cabeça femoral com fresa hemisférica (SMITH; NEPHEW, 2006).....	37
Figura 2.18 – Cavidade acetabular modelada para receber a prótese acetabular (SMITH; NEPHEW, 2006).....	37
Figura 2.19 – Procedimento para implantar a prótese acetabular REFLECTION™ (SMITH; NEPHEW, 2006).....	38
Figura 2.20 – Prótese acetabular R3™ (SMITH; NEPHEW, 2010).....	38
Figura 2.21– Prótese acetabular Constrained liner (SMITH; NEPHEW, 2010).....	39
Figura 2.22– Preparatório cirúrgico, primeira modelagem e modelagem secundária (SMITH; NEPHEW, 2010).....	39

Figura 2.23 – modelagem final e implantação da prótese R3™ (SMITH; NEPHEW, 2010).....	39
Figura 2.24 – Modelagem e colocação da acetabular R3™ (SMITH; NEPHEW, 2010).....	40
Figura 2.25 - Próteses de metal sobre metal introduzidas por Muller e Huggler em 1967 (GRIGORIS, et. al., 2005).....	40
Figura 2.26 – Prótese de quadril Thompson - Excel Stainless Steel (Standard Stem) (NARANG, 2014).....	41
Figura 2.27 - Prótese de quadril Thompson - Excel Stainless Steel (Extra Long Stem) (NARANG, 2014).....	41
Figura 2.28 - Bipolar Hip Prosthesis - Sterile* Non-Fenestrated Stem Stainless Steel (NARANG, 2014).....	42
Figure 2.29 - Prótese de quadril Bipolar - Sterile* Fenestrated Stem Stainless Steel (NARANG, 2014).....	42
Figura 2.30 - Prótese de quadril Austin Moore – Excel Stainless Steel (Standard Stem) (NARANG, 2014).....	42
Figura 2.31 - Austin Moore Hip Prosthesis - Excel Stainless Steel (Extra Long Stem) (NARANG, 2014).....	43
Figura 2.32 – Demonstrativo da substituição da articulação do quadril com próteses convencionais. Disponível em: http://www.sanjaykguptamd.com/total-hip-replacement.html . Acesso em: 04/11/2014.....	43
Figura 2.33 - Imagens radiográficas de prótese total de quadril convencional e de recapeamento respectivamente (BARTELT, et. al. 2010).....	44
Figura 2.34 - Componente femoral originalmente desenvolvido por Townley (GRIGORIS, et. al., 2005).....	46
Figura 2.35 – Imagens radiográficas pré e pós-operatórias de pacientes utilizando o Conserve Plus (AMSTUTZ; LE DUFF, 2008).....	47
Figura 2.36 – Prótese de recapeamento femoral fabricada em acrílico e acrílico com esfera de metal (NISSEN, 1952).....	58
Figura 2.37 - Recapeamento cimentada de quadril desenvolvido por Paltrinieri & Trentani na década de 70 na Itália (GRIGORIS et al., 2005).....	58
Figura 2.39 - Sistema de recapeamento cimentado de metal-polietileno, introduzido por Wagner em 1974 (GRIGORIS, et. al., 2005).....	49
Figura 2.39 - Artroplastia de recapeamento cimentada THARIES (GRIGORIS, et. al., 2005).....	49
Figura 2.40 – Prótese de quadril, com superfícies de contato ósseas porosas fabricadas em liga de titânio e polietileno (GRIGORIS, et. al., 2005).....	50
Figura 2.41 – Modelos de próteses de recapeamento de quadril disponíveis atualmente (MORAES, 2013).....	51
Figura 2.42 - Imagem de prótese cirúrgica de recapeamento confeccionada em cerâmica (MCMINN, 2012). Disponível em: http://www.mcminncentre.co.uk/ceramic-birmingham-mid-head-resection.html	53
Figura 2.43 – Procedimento cirúrgico utilizado na artroplastia de quadril com próteses de recapeamento.....	53

Figura 2.44 – Procedimento cirúrgico utilizado na artroplastia de quadril com próteses de recapeamento (MUIRHEAD-ALLWOOD, et. al., 2008).....	54
Figura 2.45 - Radiografia do ARQ e da casca esférica e um copo de um sistema de recapeamento femoral Birmingham (HIEU, et. al. 2010).....	54
Figura 2.46 - Distribuições de tensões em prótese de recapeamento (HIEU, et. al. 2010)...	56
Figura 2.47 - Medição da cabeça do fêmur (NEVELOES, et. al., 2010).....	57
Figura 2.48 - Preparação para a furação da cabeça do fêmur (NEVELOES, et. al., 2010)...	57
Figura 2.49 - Furação com broca canulada (NEVELOES, et. al., 2010).....	58
Figura 2.50 - Hip resurfacing surgical guide tool (PARK, et al., 2009).....	58
Figura 2.51 – Pino guia para recapeamento de quadril PENENBERG, 2011).....	59
Figura 2.52 – Dispositivo centragem da furação da cabeça femoral - Medical Device (SMITH; SOBRINHO, 2009).....	60
Figura 2.53 - Drill Guide Assembly (GARY M.; ALEC B, 2007).....	60
Figura 2.54 - Guia de Furação para ARQ projetado computacionalmente (HIEU, et. al., 2010).....	61
Figura 2.55 - Guia de furação desenvolvida para reduzir o múltiplo posicionamento e preservar o estoque ósseo (NOGLER; PUTZER, 2012).....	61
Figura 2.56 - Guia de furação para centralização da cabeça femoral (KLINGER; TORO ARBELAEZ, 2014).....	61
Figura 2.57 – Guia de furação desenvolvida para artroplastia de recapeamento do quadril (CORIN, 2012).....	62
Figura 2.58 - Instrumental cirúrgico manual para artroplastia de recapeamento femoral com próteses de acrílico (NISSEN, 1952).....	62
Figura 2.59 - Refilamento da cabeça femoral (NEVELOES, et. al., 2010).....	63
Figura 2.60 – Guia de faceamento do topo da cabeça femoral (NEVELOES, et. al., 2010)...	63
Figura 2.61 – Faceamento da cabeça femoral (NEVELOES, et. al., 2010).....	64
Figura 2.62 - Chanframento da cabeça femoral (NEVELOES, et al. 2010).....	64
Figura 2.63 - Controlled feed reamer and single pass cutter (PHILCOX, 2008).....	65
Figura 2.64 – Fresa copo para recapeamento do quadril (GUELAT; LECHOT, 2008).....	65
Figura 2.65 – Método de fresamento da cabeça femoral (TULKIS, et al. 2011).....	66
Figura 2.66 - Medição e checagem do formato da cabeça do fêmur usinada (NEVELOES, et. al., 2010).....	66
Figura 2.67 Assentamento de recapeamento (NEVELOES, et. al., 2010).....	67
Figura 2.68 – Articulação coxofemoral canina.....	68
Figura 2.69 – Modelos de próteses femorais e acetabular para artroplastia canina (BIOMEDTRIX, 2007).....	69
Figura 2.70 - Planejamento pré-operatório para artroplastia fêmur canino (BIOMEDTRIX, 2007).....	70
Figura 2.71 – Modelamento do fêmur e preparação para a colocação do implante (BIOMEDTRIX, 2007).....	70

Figura 2.72 – Prótese bloqueada Kyon e procedimento cirúrgico para colocação do implante de quadril (KYON, 2014).....	71
Figura 2.73 – Planejamento pré-operatório do acetábulo em artroplastia de quadril (BIOMEDTRIX, 2007).....	71
Figura 2.74 – Ferramental de quadril utilizado na modelagem do acetábulo e prótese acetabular (BIOMEDTRIX, 2007).....	72
Figura 2.75 – Modelagem do acetábulo para colocação do implante acetabular (BIOMEDTRIX, 2007).....	72
Figura 2.76 – Modelagem e colocação da prótese acetabular (KYON, 2014).....	72
Figura 2.77 – Artroplastia de quadril com prótese bloqueada (KYON, 2014).....	72
Figura 2.78 - Caixa de ferramental - <i>Universal Hip Instrument Set 1 — Top Tray</i> , (BIOMEDTRIX, 2007).....	73
Figura 2.79 - Caixa de ferramental - <i>Universal Hip Instrument Set 1 — Bottom Tray</i> (BIOMEDTRIX, 2007).....	73
Figura 2.80 - Caixa de ferramental - <i>Universal Hip Instrument Set 2 — Top Tray</i> (BIOMEDTRIX, 2007).....	73
Figura 2.81 – Modelo para cirurgia de recapeamento femoral em cães (FRANKLIN, 2012).....	74
Figura 2.82 – Modelagem do fêmur para colocação da prótese de recapeamento femoral (FRANKLIN, 2012).....	74
Figura 3.1 - Obtenção do modelo tridimensional a partir da tomografia e definição do ângulo de furação.....	84
Figura 3.2 – Posicionamento da máscara e do guia de furação.....	85
Figura 3.3 - Ilustração da operação booleana para definição da geometria interna da máscara de furação.....	85
Figura 3.4 - Guia metálico.....	87
Figura 3.5 - Broca com controle de profundidade.....	88
Figura 3.6 – Usinagem cilíndrica da cabeça femoral.....	89
Figura 3.7- Faceamento e chanframento da cabeça femoral.....	90
Figura 3.8 - Vista explodida da fresa multilaminar sequencial.....	91
Figura 3.9 – Projeto 3D do ferramental de usinagem e próteses para cães.....	92
Figura 4.1 - Máscara de furação para centralização do furo guia.....	95
Figura 4.2 - Protótipo em gesso simulando usinagem.....	96
Figura 4.3 - Prótese prototipada em gesso comparada com uma réplica óssea.....	97
Figura 4.3 – Molde de alumínio para injeção da cera das ferramentas de usinagem.....	98
Figura 4.4 – Molde de alumínio fabricado para injeção da cera das próteses.....	98
Figura 4.5 - Molde de alumínio para injeção da cera e injetora utilizada no processo de injeção de cera.....	98
Figura 4.6 – Peças de ceras injetadas no molde de alumínio.....	99
Figura 4.7 – Canal de alimentação e cacho da fresa copo.....	99

Figura 4.8 – Tambor com tinta cerâmica e imersão do cacho no tambor.....	100
Figura 4.9 – Cacho sinterizado sem cera e forno de sinterização utilizado para o processo de microfusão.....	100
Figura 4.10 – Derramamento do metal no cacho em um tambor de areia.....	101
Figura 4.11 – Máquina vibratória para quebrar o cacho cerâmico para obter as peças microfundidas.....	101
Figura 4.12 - Guia de furação usinado e polido.....	102
Figura 4.13 – Broca com controle de profundidade para furação centralizada da cabeça femoral.....	103
Figura 4.14 – Prótese de recapeamento femoral microfundida e usinada.....	104
Figura 4.15 – Prótese femoral obtida por processo de microfusão.....	104
Figura 4.16 – Fresa acetabular.....	105
Figura 4.17 – Fresa de chanframento.....	105
Figura 4.18 - Fresa de topo.....	106
Figura 4.19 – Eixo da fresa copo microfundido.....	106
Figura 4.20 – Fresa copo de refilamento cilíndrico com guia de centralização de usinagem.....	107
Figura 4.21 - Tratamento térmico: peças e fornos.....	108
Figura 4.22 – Diagrama indicativo das características mecânicas alcançadas em diferentes temperaturas de revenimento (VILLARES METALS, 2010).....	108
Figura 4.23 – Análise química do aço AISI 420b.....	109
Figura 4.24 – Propriedades mecânicas do aço AISI 420b.....	110
Figura 4.25 – Quadro de referência dos testes adicionais para líquido penetrante.....	110
Figura 4.26 – Composição química das próteses de recapeamento do quadril.....	111
Figura 4.27 – Tensão de escoamento do aço ASTM F75 realizado com as próteses.....	111
Figura 4.28 – Dureza do aço ASTM F75 utilizado na fabricação das próteses.....	111
Figura 4.29 – Fresa de faceamento após 4 horas de vibro acabamento.....	112
Figura 4.30 – Eixo da fresa copo após 12 horas por vibro acabamento.....	112
Figura 4.31 – Fresa de chanfro após processo de Eletropolimento.....	113
Figura 4.32 – Estudo dos procedimentos cirúrgicos para implantação da prótese de recapeamento canina.....	113
Figura 4.33 – Simulação da prótese após a cirurgia com prótese de recapeamento do quadril.....	114
Figura 4.34 – Ferramental e próteses caninas desenvolvidas e fabricadas neste trabalho.....	115
Figura 4.35 – Estojo cirúrgico com ferramental e próteses utilizados para uma artroplastia de recapeamento do quadril canina.....	115
Figura A1 – Folha rosto do pedido de patente da máscara de furação centralizada para recapeamento coxofemoral humano.....	133

Figura A2 – Folha rosto do pedido de patente do ferramental e prótese para artroplastia coxofemoral canina.....	134
Figura A3 – Folha rosto do pedido de patente da fresa multilaminar sequencial para recapeamento coxofemoral humano.....	135
Figura A4 – Folha rosto do pedido de patente da prótese para recapeamento coxofemoral humano.....	136

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	19
1.1 Objetivo Geral.....	22
1.1.1 Objetivos específicos.....	22
1.2 Justificativa Geral.....	22
1.2.1 Justificativas Específicas.....	23
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	25
2.1 Anatomia da Articulação Coxofemoral Humano.....	25
2.2 Anatomia da Articulação Coxofemoral Canina.....	27
2.3 Caracterização do osso como um material para usinagem.....	28
2.4 Artroplastia Coxofemoral Convencional de Humanos.....	30
2.4.1 Próteses acetabulares para Humanos.....	30
2.4.1.1 Anéis de revisão do acetábulo para humanos.....	33
2.4.1.2 Modelagem acetabular em humanos.....	34
2.5 Próteses Femorais para Artroplastia Coxofemoral.....	40
2.5.1 Modelagem femoral em artroplastia convencional em humanos.....	43
2.6 Artroplastia de Recapeamento Coxofemoral em Humano.....	44
2.6.1 Próteses de Recapeamento da articulação coxofemoral humana.....	46
2.6.2 Prótese fabricada em cerâmicas para recapeamento da articulação coxofemoral em humanos.....	51
2.6.3 Procedimentos para o recapeamento da cabeça femoral de humanos.....	53
2.7 Furação Centralizada em Artroplastia de Recapeamento da articulação coxofemoral.....	54
2.7.1 Ferramentas utilizadas para centralização da furação em artroplastia de recapeamento da articulação coxofemoral de humanos.....	55
2.8 Modelagem da cabeça femoral em artroplastia de recapeamento da articulação coxofemoral humana.....	62
2.8.1 Refilamento cilíndrico da cabeça femoral humana.....	63
2.8.2 Faceamento do topo da cabeça femoral humana.....	63
2.8.3 Chanframento da cabeça do femoral humana.....	64
2.9 Aferição da geometria da cabeça femoral após a modelagem.....	66
2.10 Colocação da prótese de recapeamento femoral humana.....	66
2.11 Artroplastia Coxofemoral Canina humana.....	67
2.11.1 Modelo de próteses para artroplastia coxofemoral canina.....	68
2.11.2 Procedimento cirúrgico para artroplastia coxofemoral canina.....	70
2.11.3 Modelagem do acetábulo em artroplastia coxofemoral canina.....	71
2.12 Artroplastia de Recapeamento Coxofemoral Canino.....	74

2.13 Estado da Técnica do desenvolvimento tecnológico.....	75
3 METODOLOGIA.....	83
3.1 Metodologia para desenvolvimento da máscara de furação para humanos.....	83
3.1.1 Obtenção do modelo ósseo computacional do fêmur humano.....	83
3.1.2 Projeto Conceitual Máscara de Furação centralizada para humanos....	84
3.1.3 Obtenção do modelo tridimensional da máscara de furação centralizada para humanos	84
3.1.4 Prototipagem rápida da máscara de furação centralizada para humanos.....	85
3.1.5 Descrição detalhada da máscara de furação centralizada para humanos.....	86
3.1.6 Guia metálico de furação centralizada para humanos.....	86
3.2 Brocas com Controle de Profundidade para furação centralizada em humanos.....	87
3.3 Fresa Multilaminar Sequencial para recapeamento coxofemoral humano.....	88
3.3.1 Metodologia para desenvolvimento da Fresa multilaminar sequencial para recapeamento coxofemoral humano.....	88
3.3.2 Projeto e fabricação da fresa multilaminar sequencial para recapeamento coxofemoral humano.....	89
3.3.3 Descrição da fresa multilaminar sequencial para recapeamento coxofemoral humano.....	90
3.4 Projeto de Ferramental e Próteses para recapeamento coxofemoral canino.....	91
3.5 Fabricação da máscara de Furação para humanos.....	92
3.6 Fabricação da Fresa Multilaminar para Humanos.....	92
3.7 Fabricação de protótipos funcionais para recapeamento coxofemoral canino.....	92
3.8 Adaptação de um controle de profundidade da broca helicoidal para recapeamento coxofemoral canino.....	93
3.9 Testes de Bancadas para modelagem de replicas de ossos de fêmur e acetábulo caninos.....	93
4 RESULTADOS.....	95
4.1 Prototipagem do ferramental para humanos.....	95
4.1.1 Prototipagem da máscara de furação para Humanos.....	95
4.1.2 Prototipagem da fresa Multilaminar sequencial para humanos.....	96
4.1.3 Prototipagem da prótese de recapeamento coxofemoral canino.....	96
4.2 Fabricação do Ferramental e Prótese para Recapeamento Coxofemoral Canino.....	97
4.3 Alterações e Observações do Projeto em Decorência do Processo de Microfusão para Recapeamento Coxofemoral Canino.....	101
4.3.1 Guia de furação para Recapeamento Coxofemoral Canino.....	102

4.3.2 Broca com controle de profundidade para Recapeamento Coxofemoral Canino.....	102
4.3.3 Prótese de recapeamento do quadril canina para Recapeamento Coxofemoral Canino.....	103
4.3.4 Prótese acetábulo para Recapeamento Coxofemoral Canino.....	104
4.3.5 Fresa acetábulo para Recapeamento Coxofemoral Canino.....	104
4.3.6 Fresa de chanframento para Recapeamento Coxofemoral Canino.....	105
4.3.7 Fresa de faceamento para Recapeamento Coxofemoral Canino.....	106
4.3.8 Eixo da fresa copo para Recapeamento Coxofemoral Canino.....	106
4.3.9 Copo da fresa para Recapeamento Coxofemoral Canino.....	107
4.4 Tratamentos Térmicos Realizados nas Ferramentas para Recapeamento Coxofemoral Canino.....	107
4.5 Testes de Dureza nas ferramentas para Recapeamento Coxofemoral Canino.....	108
4.6 Análise dos Materiais das próteses e ferramental para Recapeamento Coxofemoral Canino.....	109
4.7 Acabamento Superficial do ferramental para Recapeamento Coxofemoral Canino.....	112
4.7.1 Acabamento superficial por vibro-acabamento.....	112
4.7.2 Acabamento superficial por Eletropolimento.....	113
4.8 Simulação da Cirurgia de Artroplastia de Recapeamento do Quadril Canina Usando o Ferramental e Prótese de Recapeamento Metal-Metal deste Trabalho.....	113
5 DISCUSSÃO.....	117
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	121
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	123
ANEXO I.....	133

1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento tecnológico nacional na área de instrumentais cirúrgicos para ortopedia é de grande importância para o desenvolvimento do País. Nesse contexto toda inovação tecnológica que reduza a complexidade da cirurgia de artroplastia do quadril contribui diretamente para o tratamento de afecções da articulação coxofemoral, sejam elas degenerativas ou traumáticas. Atualmente essa cirurgia é considerada de alta complexidade e tem como objetivos fundamentais eliminar a dor, corrigir a deformidade e restituir a função articular (ALBUQUERQUE; VIDAL, 1995) sendo um procedimento utilizado no mundo todo.

O Brasil, em 2004, através do Sistema Único de Saúde - SUS teve um gasto com ortopedia que totalizou 60 milhões de reais. Somente com o procedimento da primeira cirurgia de artroplastia total de quadril gerou - no âmbito do SUS - quase 10 mil internações e um gasto total de quase R\$ 30 milhões para a compra de implantes. Somado a isso, houve - somente em 2004 - cerca de 1500 cirurgias de revisão, responsáveis por um gasto adicional de quase R\$ 7 milhões em implantes. Estes números estão em crescimento contínuo devido ao aumento da longevidade do brasileiro, passando de 71,3 anos em 2003 para 71,7 anos em 2004; em decorrência, é esperada uma ampliação na oferta destas tecnologias para a população (SOARES, 2005), porém a oferta desses implantes no Brasil é ainda de produtos arcaicos. As técnicas de recapeamento femoral e acetabular já estão sendo utilizadas no Brasil, porém a Inglaterra apresenta dados com o uso desse tipo de prótese a mais de uma década.

Os EUA é o maior consumidor de tecnologia relacionada ao sistema músculo esquelético gerando um gasto no ano de 2004 de 11,3 bilhões de dólares, correspondendo a 55% do gasto total no mundo. As vendas globais de produtos relacionados à artroplastia total ou parcial de quadril movimentaram, em 2002, cerca de 2,5 bilhões de dólares, representando aproximadamente 700 mil procedimentos cirúrgicos em todo mundo (SOARES, 2005).

Os dados do *Registry from State and Territory Health Departments* da Austrália indicou que entre 1998–1999 foram realizadas 13.848 artroplastias primárias totais de quadril no país, enquanto que as cirurgias de substituição do quadril coletada pela *Australian Orthopedic Association National Joint Replacement Registry* atingiram em 2002 o montante de 21.697 cirurgias de quadril (PETERSEN, 2003).

A Suécia, através da *The Swedish National Hip Arthroplasty Registry* mantém os registros das cirurgias pelo mundo desde 1979. O relatório bianual publicado em 2002 foi

baseado em 169.419 procedimentos primários e 13.561 cirurgias de revisão, realizadas de 1979 até 1998. Isto representa 94% do registro de cirurgias de substituição de quadril realizadas na Suécia (PETERSEN, 2003).

A artroplastia de recapeamento de quadril (*hip resurfacing*) envolve a remoção de algumas doenças da cabeça femoral e do acetábulo e tem sido uma técnica atraente por ser menos invasiva e preservar a anatomia femoral. Assim, a geometria tanto da cabeça do fêmur como do acetábulo é cuidadosamente medida para assegurar o tamanho adequado para os componentes do implante (ADAMS, *et al.*, 2005). A vantagem teórica do recapeamento, quando comparada com a substituição convencional de quadril (THR – Total Hip Replacement), inclui uma ressecção mínima da cabeça femoral e melhoria na estabilidade da articulação (PRITCHETT, *et al.*, 2002; LOUGHEAD, *et al.*, 2005), além de uma menor taxa de deslocamento que permite maior variedade de movimentos ativos do que a substituição convencional (CUTTS; CARTER, 2008).

Figura 1.1 - Superfícies articulares: metal-polietileno; recapeamento metal-no-metal; cerâmica-cerâmica, cerâmica-no-polietileno; (SCHWARTSMANN, *et al.* 2012).

Artroplastia de recapeamento do quadril (ARQ) é uma opção de tratamento aos pacientes jovens com doença ou desgastes do quadril e é considerada uma das técnicas mais difíceis entre os procedimentos recomendados para reabilitação do quadril. Tecnicamente, as cirurgias atuais aplicadas à ARQ mostraram resultados instáveis e inconsistentes, o que pode ser atribuído ao fato de que os cirurgiões confiam muito na técnica manual e nas ferramentas convencionais, bem como em suas capacidades de determinar o ângulo correto de furação para localizar o sistema de implante (HIEU, *et al.*, 2010).

Assim, a artroplastia de recapeamento têm numerosas vantagens sobre as artroplastias convencionais do quadril, entre as quais a artroplastia de recapeamento do quadril pode ser a melhor opção para pacientes jovens e ativos, já que ela permite ao paciente o seu retorno a uma vida normal e até aos esportes. Portanto a artroplastia necessita do sucesso dos cirurgiões e que eles se familiarizem com novos detalhes técnicos, instrumental cirúrgico adequado e seguro e se acostumem a serem altamente exigentes com relação aos parâmetros de sua implantação. A articulação artificial do quadril deve ter um regime de auto lubrificação entre a esfera e o acetábulo para dessa forma minimizar o atrito e oferecer uma melhor distribuição das cargas corporais para a estrutura óssea e manter ao máximo possível a geometria e as dimensões anatômicas da cabeça femoral e do acetábulo, bem como possuir superfícies de apoio confeccionadas com materiais duráveis, de baixo atrito e sem liberação de partículas macroscópicas (LAGE; FAGA, 2003).

Já, a artroplastia do quadril em cães teve sua aplicação iniciada em meados dos anos 70 com utilização das próteses coxofemoral canina. A artroplastia total de quadril (ATQ) em cães tem sido utilizada como forma de tratamento para a osteoartrite secundária a displasia coxofemoral e está associada com um maior conforto e função articular na maioria dos cães. A artroplastia em cães também tem sido utilizada para o tratamento de deformidades congênitas ou traumáticas, luxação do quadril e fratura de fêmur (GANZ, *et. al.*, 2010).

Assim como em humanos, a artroplastia total em cães é um método amplamente utilizado para o tratamento de condições incapacitantes da articulação coxofemoral. Estudos apresentam que as falhas associadas ao procedimento têm diminuído consideravelmente desde a sua primeira aplicação. Em publicações recentes, a taxa de falhas associadas ao procedimento de artroplastia do quadril cimentada variou entre 8% e 22% e a taxa de falha associada à artroplastia de quadril não cimentada de 13%, seis anos após a cirurgia (SEBESTYEN, *et. al.*, 2000).

Embora a artroplastia de quadril de cães apresentarem desenvolvimento paralelo com a artroplastia humana, a técnica de recapeamento do quadril com próteses metálicas ainda não foi utilizada na área canina. Dessa forma, este trabalho propôs um desenvolvimento paralelo para ser aplicado em cães de pequeno, médio e grande porte corrigindo deformidades articulares com desenvolvimento de ferramentais e próteses conceitualmente baseadas nos ferramentais e próteses já desenvolvidos para humanos.

Essa etapa do trabalho se justifica pelo fato de apresentar um novo conceito cirúrgico minimamente invasivo, baseado em estudo anatômico e funcional para cães.

Este trabalho também propôs inter-relacionar os sistemas de planejamentos computacionais com as técnicas cirúrgicas de recapeamento de quadril existentes. Embora os sistemas de planejamento computacionais para cirurgias estejam disponíveis, a linha de furação da cabeça femoral ainda é definida geometricamente durante a cirurgia, ignorando totalmente os aspectos anatômico e histológico da estrutura óssea. O ferramental mais utilizado em cirurgias de recapeamento de quadril no mundo é o da *Corin Cormet LLC*, que tem sua funcionalidade comprometida devido à necessidade de troca de ferramenta para a usinagem adequada para as próteses de recapeamento em termos das fases de refilar, chanfrar e plainar a cabeça femoral. Dessa forma, este trabalho propôs, como inovação, desenvolver a melhor forma de usinagem provocando menor morte celular, integrando o estado da arte biomédica de modelagem óssea, planejamento pré-operatório e instrumentos cirúrgicos personalizados e fazer com que a precisão e a complexidade da cirurgia reduzida, aumentando a taxa de sobrevivência do implante. O presente trabalho fornece uma solução barata e viável com a integração de conhecimentos especializados de engenharia e reabilitação para a melhoria da qualidade do tratamento dos implantados.

1.1 Objetivo Geral

Objetivou-se neste trabalho o desenvolvimento de ferramental humano e animal e próteses acetabular e femoral para utilização em cães.

1.1.1 Objetivos específicos

Para melhorar o resultado da cirurgia causada pelo mau posicionamento das próteses de recapeamento este trabalho propôs como objetivo o desenvolvimento de uma máscara de furação personalizada baseada na tomografia computadorizada do paciente.

Para redução do tempo de usinagem e eliminar a troca de ferramentas este trabalho propôs desenvolver uma ferramenta multilaminar que realiza o refilamento cilíndrico, chanframento e plainamento da cabeça femoral na mesma operação.

Para a utilização de ferramental e próteses de recapeamento em animais este trabalho também objetiva o desenvolvimento de ferramental e próteses de recapeamento acetabular e femoral para cães.

1.2 Justificativa Geral

A realização deste trabalho se justifica no desenvolvimento e fabricação de próteses e ferramental humano, em nível de protótipo, e animal, em nível de produto final, para que possa ser comercializado no futuro, contribuindo para o desenvolvimento econômico e social do País. Este trás uma solução de baixo custo e totalmente viável para a furação centralizada personalizada promovida pela máscara, redução no tempo de cirurgia pela fresa multilaminar sequencial, pelo dispositivo de usinagem parametrizado em ossos e pelo desenvolvimento de uma prótese e ferramental para ser utilizado em cães.

1.2.1 justificativas específicas

A redução da interferência da habilidade do cirurgião no posicionamento centralizado da prótese se dá devido à utilização de uma máscara de furação personalizada para furação centralizada, baseada na tomografia computadorizada de cada paciente.

A redução no tempo total da cirurgia devido à eliminação de trocas de ferramentas para modelagem da cabeça femoral é realizada devido o desenvolvimento da fresa multilaminar sequencial que realiza de forma simultânea o refilamento cilíndrico, chanframento e plainamento da cabeça femoral.

A proposta de uma prótese de recapeamento total de quadril juntamente com o ferramental para modelagem acetabular e femoral proporcionarão aos cirurgiões produtos de alto nível tecnológico para cães, desenvolvidos sob os aspectos anatômicos e funcionais da articulação do quadril.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Anatomia da Articulação Coxofemoral Humano

Para compreender melhor o campo de estudo desse trabalho é necessário o conhecimento da anatomia da articulação do quadril com geometria hemisférica do tipo sinovial, que se articula em uma estrutura do tipo bola e soquete. A articulação do quadril integra o membro inferior ao tronco e suporta todo o peso da estrutura superior do corpo humano. Essa articulação realiza uma variedade de movimentos responsáveis pela locomoção e posicionamento do tronco inferior nas posturas sentada e ortostática. A estabilidade da articulação do quadril é determinada pelas estruturas articulares, pela resistência da cápsula articular e dos ligamentos associados com a ação dos músculos que cruzam a articulação, podendo ser biarticular ou uniarticular (PALASTANGA, *et. al.*, 2000).

A articulação do quadril é do tipo sinovial, esferoide, composta pelo acetábulo e pela cabeça femoral, possuindo ampla mobilidade ao longo dos três eixos (LEE, *et al.*, 2011). A articulação do quadril é formada pela cavidade acetabular presente na pelve e a cabeça do fêmur. Adicionalmente a estrutura óssea da articulação do quadril é provida de uma camada de cartilagem articular extremamente lisa, que possibilita o deslizamento com mínimo atrito e lubrificação elastohidrodinâmica, ligamentos e cápsula articular, que mantém a articulação firmemente unida.

Figura 2.1 – Anatomia da articulação do quadril humano

A articulação do quadril é circuncidada por músculos estabilizadores ou músculos antigravitacionais, que permitem a adoção da postura bípede. A musculatura motora permite a realização de movimentos variados como a locomoção na postura ortostática. A estabilidade da articulação é proporcionada pela ação conjunta do perfil das extremidades ósseas, da resistência da cápsula, dos ligamentos e pela ação dos músculos envolvidos com a articulação do quadril (DÂNGELO e FATTINI, 1998).

Figura 2.2 - Estrutura muscular da articulação do quadril. Disponível em: <http://www.medicinadoquadril.com.br/anatomia_do_quadril.php>. Acesso em 03/12/2014.

A articulação do quadril humano possui três ligamentos importantes para a locomoção e estabilidade, sendo eles, o ílio femoral, o pubo femoral e o ísquio femoral que desempenham a função de limitar os movimentos e estabilizar a articulação durante a realização dos movimentos. O osso pélvico tem uma estrutura complexa e sua formação envolve três ossos isolados, o ílio, o ísquio e o púbis e em sua base está localizada a cavidade acetabular para articular com a cabeça femoral (DÂNGELO; FATTINI, 1998; PALASTANGA, *et. al.*, 2000).

O fêmur é o osso mais longo, mais pesado e mais forte no corpo e possui uma diáfise e duas epífises. A extremidade proximal é constituída pela cabeça do fêmur, colo do fêmur, trocânter maior e trocânter menor. Enquanto a extremidade distal é composta pelo epicôndilo medial e lateral, côndilo medial e lateral, fossa intercondilar e face patelar (DÂNGELO; FATTINI, 1998; SILVESTRE FILHO, 2006).

Todavia o fêmur é o maior e mais resistente osso do corpo humano e animal. Apresenta cabeça proeminente e arredondada, onde se articula com o acetábulo. O eixo

proximal tem duas tuberosidades: o trocânter maior lateral ao colo e o trocânter menor inferior e posterior ao colo. Os sulcos intertrocântéricos posteriores formam uma cavidade com a superfície posterior do colo femoral, a fossa intertrocântérica. Ao longo desta crista encontra-se o tubérculo do músculo quadrado lombar. Essas cristas e proeminências localizadas nos ossos pelve e fêmur servem para origem e inserção dos músculos que controlam o movimento do quadril (SEELEY, *et. al.*, 1997).

A cabeça do fêmur articula-se com o acetábulo de modo a formar a articulação do quadril ou articulação coxofemoral caracterizada como uma enartrose (articulação sinovial esférica). O acetábulo é acentuado no seu rebordo por um cordão fibrocartilágneo chamado *debrum cotiloideu*, inferiormente incompleto, e por um ligamento transverso do acetábulo que cruza a chanfradura ísquio-púbica no bordo inferior do acetábulo (SEELEY, *et. al.*, 1997).

A cápsula fibrosa do quadril é muito forte, sendo mais grossa anteriormente, onde articula com a cabeça do fêmur aumentando, na parte superior, a estabilidade da articulação (PALASTANGA, *et. al.*, 2000).

2.2 Anatomia da Articulação Coxofemoral Canina

A articulação coxofemoral canina, assim como a humana a pelve é formada pelos três ossos soldados entre si: ílio, ísquio e púbis, formando a cavidade acetabular que se articula com a cabeça do fêmur. Em um cão normal, a cápsula articular encaixa-se firmemente ao redor da borda acetabular e se prende ao redor da circunferência do colo femoral próximo à junção da cabeça e do colo femoral. O ligamento redondo da cabeça femoral corre entre a fossa acetabular e a fóvea da cabeça femoral. Com o fêmur visto de uma posição cranial, o ângulo de inclinação é o ângulo formado entre a linha que bissecciona o eixo longitudinal femoral e a linha que bissecciona o colo femoral. No cão normal esse ângulo é de 135° a 145° graus. O fêmur tem um ângulo de anteversão que nos cães normais é de 20 a 27 graus (MORAES, 2011).

A carga de força sobre a articulação coxofemoral canina é determinada pelo peso do animal, conformação e atividade. Quando um cão está em estação, 30 a 40% do peso corporal estão distribuído sobre os membros pélvicos. Durante a movimentação, no entanto, a articulação coxofemoral pode sustentar três vezes o peso corporal do animal (COOK *et al.*, 1996).

A quantidade de força imposta à articulação coxofemoral é influenciada pelo ângulo de inclinação do fêmur ou ângulo cervico-diafisário (Figura 2.3). Esse ângulo é formado

pela junção da cabeça e colo na região proximal do fêmur é biomecanicamente importante na transferência de forças do fêmur para o acetábulo. Um aumento ou diminuição neste ângulo ocasiona mudanças correspondentes nas forças intra-articulares e podem contribuir para as alterações patofisiológicas da DCF (Displasia coxofemoral - é uma patologia do desenvolvimento de etiologia complexa que acomete o homem e a maioria dos animais domésticos. A palavra “displasia” significa desenvolvimento anormal (“*dys*” em grego significa anormal e “*plassein*” formação). É uma doença biomecânica na qual a instabilidade do quadril em cães jovens altera a concentração de forças no fêmur e acetábulo em crescimento, afetando o desenvolvimento ósseo e resultando em conformação articular anormal e doença articular secundária (KAPATKIN *et al.*, 2002; SMITH, 2004; HAUPTMAN *et al.*, 1985; WALLACE, 1987).

Figura 2.3 - Pelve canina demonstrando o ângulo do colo femoral.

2.3 Caracterização do osso como um material para usinagem

Como o objetivo de estudo deste trabalho é o tecido ósseo é importante conhecer as características mecânicas e estruturais deste tecido. Este tecido é um tecido celular ricamente vascularizado das estruturas no corpo humano. Estudos anteriores demonstraram que a cura da estrutura óssea pode ocorrer por dois fenômenos, reparação ou regeneração. Na implantodontia, a evolução da cicatrização óssea dita o resultado do implante e a regeneração com futura integração óssea do implante que é esperado em certos parâmetros cirúrgicos e biológico (SHERIF; TEHEMAR, 1999).

O osso é um material anisotrópico, que dificulta a definição de parâmetros de usinagem de acordo com as características mecânicas e estruturais. A furação é um dos procedimentos de usinagem óssea que está presente como parte essencial para realização de várias cirurgias ortopédica (HILLERYA; SHUAI, 1999). Nesse contexto o osso é constituído de uma parte densa (osso cortical) e uma parte porosa (osso trabecular). No caso do fêmur ainda há a presença da cavidade medular com característica gelatinosa que não contribui para a resistência mecânica do osso (AUGUSTIN, *et. al.*, 2009).

A resistência ao cisalhamento afeta significativamente usinagem do osso. A resistência ao corte do fêmur humano varia de 53,1 a 70,0 Mpa. A resistência ao cisalhamento ao longo da direção tangencial em relação ao eixo longitudinal do osso é de 39,0 Mpa, que é pequena em comparação com a força de cisalhamento de 76,0 Mpa ao longo da direção transversal. Nas operações de furação óssea podem ocorrer deslizamento ou cisalhamento e fraturas podem ocorrer no plano de corte à frente da ponta da ferramenta durante a usinagem (LEE, *et al.*, 2011).

A estrutura trabecular do fêmur proximal é formada por sistemas primários de compressão, que se desenvolvem a partir da ação do peso do corpo humano sobre a articulação do quadril, e linhas de força que atravessam a região do colo femoral e trocânter maior devido à ação muscular sobre essas áreas. Todas se cruzam em ângulo reto, obtendo como resultado uma maior resistência à compressão e forças de cisalhamento (LEE, *et al.*, 2011). A Figura 2.4 ilustra a estrutura óssea e articular do quadril.

Figura 2.4 – Estrutura óssea e articular do quadril. Disponível em:
<http://www.medicinadoquadril.com.br/anatomia_do_quadril.php>. Acesso em 03/12/2014.

2.4 Artroplastia Coxofemoral Convencional de Humanos

A artroplastia do quadril é um procedimento cirúrgico utilizado para o tratamento de afecções da articulação coxofemoral, sejam degenerativas, inflamatórias ou traumáticas. É uma cirurgia de alta complexidade e tem como objetivos fundamentais eliminar a dor, corrigir a deformidade e restituir a função articular (ALBUQUERQUE; VIDAL, 1995). Essa cirurgia pode ser total, em que há respectivamente a substituição das estruturas do fêmur e do acetábulo, ou parcial com substituição apenas da estrutura articular do fêmur.

Na artroplastia parcial de quadril apenas o componente femoral é implantado, preservando-se o acetábulo do paciente, desde que este esteja normal, enquanto que na artroplastia total, ambos os componentes são implantados. Quanto ao implante de quadril utilizado na artroplastia, ele pode ser do tipo cimentado, não cimentado ou híbrido. No implante do tipo cimentado, os componentes são fixados ao osso através de um cimento ósseo, geralmente cimento acrílico à base de polimetilmetacrilato (PMMA), já no implante do tipo não cimentado, os componentes são fixados através de um encaixe mecânico, como hastes em formatos cônicos (HIEU, *et. al.*, 2010; ZUSTIN, *et. al.*, 2010).

A artroplastia total do quadril foi introduzida por Charnley em 1960 que desenvolveu uma prótese com haste femoral e cabeça em aço inox articulada com um implante acetabular de polietileno de alta densidade, ambos fixados ao osso com cimento de polimetilmetacrilato. A procura por um modelo perfeito trás pesquisas para desenvolvimentos em novos materiais, resistência ao desgaste e biocompatibilidade. A base normativa nacional, no âmbito de artroplastia atende em grande parte as exigências para a maioria dos implantes. Essas normas foram criadas ou internalizadas pelo Comitê Brasileiro Odonto Médico Hospitalar (CB-26), da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) que alcançou, em 2004, a marca de 203 normas (HARKESS; DANIELS, 2006; SOARES, 2005).

A artroplastia total do quadril tem sido atualmente um dos mais bem sucedidos procedimentos ortopédicos. Entretanto os desafios enfrentados constantemente se dão pelo aumento do número de pacientes, baixa confiabilidade e qualidade das próteses. A artroplastia de quadril tem sido indicada cada vez mais em pacientes mais jovens e ativos (HARKESS; DANIELS, 2006).

2.4.1 Próteses acetabulares para Humanos

A correção cirúrgica com implantação de próteses é utilizada para restaurar a estrutura e função da parte acetabular da articulação do quadril (Figura 2.5). As próteses

acetabulares são utilizadas em cirurgias de artroplastia total de quadril onde o componente acetabular e femoral são substituídos. Essas próteses acetabulares estão disponíveis em variados tamanhos e materiais para ser aplicadas em cirurgias de substituição total do quadril. Em substituição parcial o acetábulo do paciente é preservado, dispensando o uso de prótese acetabular (BERTIN, *et al.*, 1985).

Figura 2.5 – Prótese acetabular tipo *press-fit* de metal apoiado a uma taça com polietileno (CHARNLEY, 1960).

A reconstrução acetabular é muitas vezes um procedimento cirúrgico complexo, e pode não ser necessária em pacientes com acetábulo íntegro ou em pacientes que apresentam histórico de fraturas traumáticas do acetábulo. Os métodos de reconstrução incluem cápsulas porosas hemisféricas, endopróteses pélvicas que continuam a ser uma opção em pacientes com tumores conforme ilustra a figura 2.6. No entanto, essa grande reconstrução é frequentemente associada com morbidade significativa de paciente e necessidade de uma nova cirurgia devida infecção profunda e as taxas de deslocamento dos elementos de 30% e 40% relatados na literatura (MATHARU, *et al.*, 2013).

Figura 2.6 – Modelos de próteses para a substituição do acetábulo.

Os sistemas de reconstrução da Zimmer® (Trabecular Metal™ e Acetabular Revision System™) definem novos padrões para os cirurgiões realizarem a cirurgia de revisão. Eles combinam a tecnologia metal trabecular com a capacidade de adaptar

soluções individualizadas para cada paciente, uma combinação que nenhum outro sistema competitivo oferece como pode ser observado na Figura 2.7.

Atualmente as próteses acetabulares são avaliadas por padrões definidos na norma técnica ASTM F2582 – 14, de 1914. Essa norma define as análises para caracterizar as próteses acetabulares no que diz respeito a resistência a fadiga, deformação e condições de impactos repetidos. A norma também prevê mecanismos para avaliar falhas adicionais como separação, afrouxamento, fratura, deformação ou mecanismo de travamento definindo as características dinâmicas para próteses acetabulares (ASTM F2582 , 2014).

Figura 2.7 - Prótese acetabular recuperada pós-implante onde é possível ver a camada de hidroxiapatita (RØKKUM, *et al.*, 1999)

Outro sistema de próteses acetabulares vem ser o POLARCUP, projetado para reduzir o risco de deslocamento durante mobilização. A luxação é ainda a principal causa de revisão após artroplastia total de quadril (ATQ). A tecnologia de dupla mobilidade foi desenvolvida, com um revestimento de polietileno bloqueado para uma cabeça femoral e articulação em uma concha acetabular metálica. O sistema POLARCUP, conforme ilustra a Figura 2.8, foi projetado para enfrentar os desafios do tratamento de pacientes nos casos primários e de revisão, que são suscetíveis a deslocamento e necessitam de maior estabilidade.

Figura 2.8 – sistema de prótese acetabular POLARCUP.

Uma prótese acetabular melhorada vem ser o sistema INTERSEAL® (Figura 2.9), provida de um corpo com uma pluralidade de furos que se estendem entre uma superfície côncava interior e uma superfície exterior convexa, em que os furos podem funcionar como guias de furação para proporcionar o alinhamento com a furação cirúrgica para fixação no paciente (SCHRYVER, *et. al.*, 1994).

Figura 2.9 - Sistema INTERSEAL® de prótese acetabular. Disponível em: <http://www.ortho.microport.com/physicians/products/hips/INTERSEALAcetabularCupSystem.asp>. Acesso em: 04/11/2014.

2.4.1.1 Anéis de revisão do acetábulo para humanos

Este tipo de prótese acetabular protege o enxerto ósseo, proporcionando uma base estável de fixação de cimento e uma concha de polietileno. Além disso, o anel de posicionamento permite o posicionamento anatômico correto do encaixe de polietileno independente do anel de metal. A reconstrução com esse anel de contorno é desenhado exclusivamente para situações de revisão. Ele pode ser implantado com o suporte superior no osso ílio e inferiormente contra o osso ísquio. As indicações para os anéis de revisão do acetábulo incluem grandes defeitos da cavidade acetabular, defeitos da parede medial, defeitos segmentares envolvendo ou parede anterior ou posterior, e descontinuidade pélvica (SMITH & NEPHEW, 2011). As Figura 2.10 e 2.11 ilustram os anéis de revisão acetabular e seu uso.

Figura 2.10 – Anéis de revisão acetabular (SMITH & NEPHEW, 2011).

Figura 2.11 – Modelos de anéis de revisão do acetábulo e radiografia do anel implantado no quadril (SMITH & NEPHEW, 2011).

2.4.1.2 Modelagem acetabular em humanos

O fresamento da cavidade acetabular é realizada em duas etapas, sendo a primeira etapa com uma fresa hemisférica com arestas de corte tipo ralo para usinagem e a outra etapa é realizada com a fresa de alargamento com aresta hemisférica, conforme mostra a Figura 2.12 (SMITH & NEPHEW, 2014).

Figura 2.12 – Fresa acetabular tipo ralo e aresta hemisférica (SMITH & NEPHEW, 2014).

As ferramentas são introduzidas na cavidade acetabular usinando-as para adquirir a media externa da prótese acetabular que será implantada no paciente. Quando o acesso cirurgico é realizado na lateral do paciente em decúbito dorsal as ferramentas são introduzidas e rotacionadas até que seja possível implantar as próteses de recapeamento conforme ilustra a Figura 2.13 (SMITH & NEPHEW, 2014).

Figura 2.13 – Acesso cirúrgico lateral e representação da usinagem na medida do acetábulo (SMITH & NEPHEW, 2014).

A implantação da prótese acetabular demanda um bom acabamento de usinagem na cavidade acetabular e na ferramenta para implantação é adicionado um dispositivo de posicionamento que impede alguma deformação na prótese conforme ilustra a Figura 2.14 (SMITH & NEPHEW, 2014).

Figura 2.14 – Dispositivo de posicionamento da prótese acetabular (SMITH & NEPHEW, 2014).

A fixação das próteses acetabulares podem ser basicamente por dois mecanismos, sendo um a fixação por agentes de estimulação do crescimento ósseo ou fixadas mecanicamente por parafusos como apresentado na Figura 2.15 (SMITH & NEPHEW, 2014).

Figura 2.15 – Prótese com fixação mecânica por parafusos (SMITH & NEPHEW, 2014).

Outra prótese acetabular de polietileno foi desenvolvida pela Smith & Nephew, a REFLECTION™. É uma prótese cimentada e seu procedimento cirúrgico é realizado manualmente. O sistema acetabular REFLECTION™ tem liderado a indústria em maximizar fixação de próteses acetabulares, minimizando o desgaste desde 1992, oferecendo uma variedade de opções, que permite ao cirurgião a versatilidade para indicação e preferência. O mecanismo de bloqueio e a superfície interna polida da prótese refletem a liderança contínua em tecnologia avançada, minimizando os danos para a parte posterior do revestimento reduzindo a possibilidade de desgaste (SMITH & NEPHEW, 2014). As Figuras

2.16 a 2.20 ilustram a prótese acetabular REFLECTION™ da Smith & Nephew, bem como os procedimentos para a sua implantação.

Figura 2.16 – Prótese acetabular e radiografia de preparação cirúrgica (SMITH & NEPHEW, 2006).

Figura 2.17 – Alargamento da cabeça femoral com fresa hemisférica (SMITH & NEPHEW, 2006).

Figura 2.18 – Cavidade acetabular modelada para receber a prótese acetabular (SMITH & NEPHEW, 2006).

Figura 2.19 – Procedimento para implantar a prótese acetabular REFLECTION™ (SMITH & NEPHEW, 2006).

Outro sistema de prótese acetabular desenvolvido pela Smith & Nephew é o sistema R3™ (Figura 2.20) que consiste em uma capa metálica e face articular de polietileno. O sistema acetabular R3™ foi desenvolvido para múltiplas opções de rolamento e proporciona um revestimento poroso projetado para melhorar a fixação óssea em crescimento. Seu revestimento poroso proporciona uma maior estabilidade mecânica inicial, o que é particularmente importante no osso danificado, biologicamente menos ativo. O copo de vários rolamentos, além de proporcionar maior flexibilidade para o cirurgião, fornece uma base melhor para reduzir o desgaste e alcançar uma maior amplitude de movimento (SMITH & NEPHEW, 2010).

Figura 2.20 – Prótese acetabular R3™ (SMITH & NEPHEW, 2010).

Outra prótese acetabular, também projetada pela Smith & Nephew é a *Constrained liner*® mostrada na Figura 2.21. Suas características são semelhantes as do sistema acetabular R3™ (SMITH & NEPHEW, 2010).

Figura 2.21– Prótese acetabular *Constrained liner* (SMITH & NEPHEW, 2010).

As Figuras 2.22 a 2.24 ilustram os procedimentos cirúrgicos e a modelagem acetabular para implantar as próteses acetabulares R3™ e *Constrained liner* (SMITH & NEPHEW, 2010).

Figura 2.22– Preparatório cirúrgico, primeira modelagem e modelagem secundária (SMITH & NEPHEW, 2010).

Figura 2.23 – modelagem final e implantação da prótese R3™ (SMITH & NEPHEW, 2010).

Figura 2.24 – Modelagem e colocação da prótese acetabular R3™ (SMITH & NEPHEW, 2010).

2.5 Próteses Femorais para Artroplastia de Quadril

As próteses femorais utilizadas na artroplastia de quadril são providas de uma haste femoral inicialmente desenvolvida por Gluck na década de 90, que utilizou uma articulação de marfim e acabou descobrindo que os seres humanos poderiam tolerar durante algum tempo grandes objetos estranhos no corpo. Estudos apresentaram o desenvolvimento da prótese na década de 40 por Austin Moore, realizou a fabricação e implantação de uma prótese da cabeça femoral metálica para paciente com tumor. A próteses de Austin-Moore continha perfurações para o auto travamento que mais tarde tornou-se a base para a fixação biológica (McKEE; WATSON-FARRAR, 1966).

Em 1967, Muller e desenhou uma articulação metal-no-metal. Ele implantou 18 substituições de superfície em pacientes jovens (Figura 2.25). Apesar excelentes resultados clínicos iniciais, Muller em 1967, abandonou o uso da articulação de metal-no-metal em favor de uma articulação de metal-no-polietileno. Seis destas articulações de metal foram revistas após funcionar por até 25 anos (GRIGORIS, *et. al.*, 2005).

Figura 2.25 - Próteses de metal sobre metal introduzidas por Muller e Huggler em 1967 (GRIGORIS, *et. al.*, 2005).

A prótese de quadril, portanto é um dispositivo, o qual é utilizado para substituir a parte danificada ou fraturada da cabeça femoral. A prótese é anatomicamente projetada para combinar com o formato da cabeça do fêmur. Atualmente as próteses para reconstrução do quadril mais utilizadas para a Hemiartroplastia são as de Thompson (Figura 2.26 e 2.27) e de Austin-Moore (Figuras 2.30 e 2.31) ambas com haste padrão ou longa, respectivamente. Já, para artroplastia total de quadril (ATQ), as próteses comumente utilizadas já as do tipo bipolar não cimentada ou não, conforme mostram as Figuras 2.28 e 2.29, respectivamente (NARANG, 2014).

Figura 2.26 – Prótese de quadril Thompson - *Excel Stainless Steel (Standard Stem)* (NARANG, 2014).

Figura 2.27 - Prótese de quadril Thompson - *Excel Stainless Steel (Extra Long Stem)* (NARANG, 2014).

Figura 2.28 – Prótese de quadril - *Sterile* Non-Fenestrated Stem Stainless Steel* (NARANG, 2014)

Figure 2.29 - Próteses de quadril Bipolar - *Sterile* Fenestrated Stem Stainless Steel* (NARANG, 2014).

Figura 2.30 - Prótese de quadril Austin Moore – *Excel Stainless Steel (Standard Stem)* (NARANG, 2014)

Figura 2.31 – Prótese de quadril da Austin Moore - *Excel Stainless Steel (Extra Long Stem)* (NARANG, 2014)

2.5.1 Modelagem femoral em artroplastia convencional em humanos

Para a implantação das próteses convencionais citadas no item anterior, os procedimentos cirúrgicos são padronizados para a cabeça femoral e a cavidade acetabular. Nesse procedimento a geometria tanto da cabeça do fêmur como do acetábulo são cuidadosamente medida para assegurar o tamanho adequado para os componentes do implante (ADAMS, *et al.*, 2005). É realizada a remoção do colo femoral, em seguida é realizado o fresamento do canal medular do fêmur para a implantação da prótese com haste femoral, podendo esta ser de fixação mecânica, biológica ou cimentada, conforme mostra a Figura 2.32.

Figura 2.32 – Demonstrativo da substituição da articulação do quadril com próteses convencionais. Disponível em: <<http://www.sanjaykguptamd.com/total-hip-replacement.html>>. Acesso em: 04/11/2014.

2.6 Artroplastia de Recapeamento Coxofemoral em Humano

A artroplastia de recapeamento de quadril (na literatura inglesa, chamada de *resurfacing*), tem sido uma técnica atraente por ser menos invasiva e preservar a anatomia femoral (ADAMS, *et al.*, 2005). A vantagem teórica do recapeamento, quando comparada com a substituição convencional de quadril (THR), inclui uma ressecção mínima da cabeça femoral e melhoria na estabilidade da articulação (PRITCHETT, *et al.*, 2002; LOUGHEAD, *et al.*, 2005), além de uma menor taxa de deslocamento que permite maior variedade de movimentos ativos do que a substituição convencional (CUTTS; CARTER, 2008). Assim como as próteses convencionais, o recapeamento pode ser utilizado em artroplastia total, em que há respectivamente a substituição das estruturas do fêmur e do acetábulo, ou parcial com substituição apenas da estrutura articular do fêmur.

Nos últimos dez anos, o interesse no recapeamento total do quadril como uma alternativa para substituição das próteses convencionais tem sido crescente, especialmente em relação aos pacientes mais jovens. Com as recentes melhorias em projetos de próteses cirúrgicas de quadril, a artroplastia total do quadril com próteses do tipo recapeamento de quadril tem aumentado como um tratamento para quadris sintomáticos artríticos. O sucesso clínico tem sido relatado em 94% a 100% dos pacientes que se submeteram ao *resurfacing* em curto e médio prazo, já que o recapeamento pode fornecer resultados comparáveis ao das próteses convencionais para artroplastia total do quadril, porém com maior preservação do osso, como mostrado na Figura 2.33 (HART, *et al.* 2011; MONT, *et al.* 2009).

Figura 2.33 - Imagens radiográficas de prótese total de quadril convencional e de recapeamento respectivamente (BARTELT, *et al.* 2010).

As próteses cirúrgicas de recapeamento são consideradas por muitos como o desenvolvimento recente mais significativo na artroplastia de quadril, pois preserva o estoque ósseo proximal do fêmur e faz a transferência de estresse para o fêmur proximal,

oferecendo estabilidade e movimentação mais fisiológicas. Os resultados iniciais do recapeamento de quadril apresentados nos anos 1970 e 1980 eram insuficientes e o procedimento foi abandonado por meados dos anos 1980. O grande diâmetro da articulação combinada com copos de polietileno fino ou espesso resultou em um desgaste acelerado e na produção de grandes volumes de resíduos de partículas biologicamente ativas, levando a perda óssea e afrouxamento do implante. O fracasso das próteses cirúrgicas de quadril de recapeamento era essencialmente uma consequência do uso de materiais inadequados, projetos deficitários, instrumentação inadequada e técnica cirúrgica agressiva (GRIGORIS, *et. al.* 2006).

A vantagem do recapeamento do quadril, quando comparada com a substituição total de quadril (THR), inclui uma ressecção mínima da cabeça femoral e melhora a estabilidade da articulação (PRITCHETT, *et. al.*, 2002; LOUGHEAD, *et. al.*, 2005).

A artroplastia de quadril com prótese de recapeamento é um tipo de substituição do quadril, que realiza uma modelagem da cabeça femoral e preserva a parte proximal do fêmur. As substituições articulares com prótese de metal sobre metal foram fabricados desde o início da década de 1990. Estudos recentes indicam excelentes resultados clínicos com baixas taxas de insucesso até 5 anos pós-cirurgia. Embora esses resultados iniciais sejam encorajadores, os dispositivos de recapeamento devem ser usados com cautela, pois pouco se sabe sobre sua segurança e eficácia em longo prazo. Os melhores candidatos para o recapeamento de quadril são pacientes com menos de 60 anos com bom estoque ósseo. A abordagem cirúrgica é semelhante a da prótese convencional, mas com um pouco mais de dissecação porque a cabeça do fêmur tem de ser preservada e deslocada para visualizar o acetábulo. Para reduzir as complicações, a artroplastia de recapeamento deve ser realizada por cirurgiões que tenham recebido formação específica nesta técnica (MICHAEL, *et. al.*, 2006).

A artroplastia de recapeamento do quadril (ARQ) é uma opção de tratamento aos pacientes com doença ou desgastes do quadril e é considerada uma das técnicas mais difíceis entre os procedimentos recomendados para reabilitação do quadril. Tecnicamente, as cirurgias atuais aplicadas à ARQ mostraram resultados instáveis e inconsistentes, o que pode ser atribuído ao fato de que os cirurgiões confiam muito na técnica manual e nos ferramentais convencionais, bem como em suas capacidades de determinar o ângulo correto de furação da cabeça femoral para localizar o sistema de implante (HIEU, *et. al.* 2010).

O recapeamento como artroplastia do quadril é um conceito ortopédico antigo que sofreu um ressurgimento do interesse na última década. Problemas anteriores associados com componentes de polietileno do acetábulo, qualidade reprodutível de fabricação de implantes de metal sobre metal, e questões de fixação de componentes parecem ter sido resolvidas e uma prótese mais confiável pode ser obtida (SHIMMIN, *et. al.* 2005).

2.6.1 Próteses de Recapeamento da articulação coxofemoral humana

O conceito de artroplastia de recapeamento do quadril (ARQ) evoluiu diretamente da artroplastia convencional, introduzido por Smith Petersen em 1948 e no início dos anos de 1950, a THR (Total Hip Replacement) convencional foi realizada de forma pioneira por Charnley, que experimentou um recapeamento de quadril com Teflon. Na década de 1960, o metal-no-metal para a artroplastia de recapeamento de quadril foi desenvolvido na Suíça e França, sendo que sistema de prótese cimentada que utiliza metal-polietileno como par tribológico foi introduzido na década de 1970, na Itália, Japão, Inglaterra, Alemanha, e nos Estados Unidos. O recapeamento surge na década de 90 para substituir apenas as superfícies das cabeças de fêmures doentes ou danificados (HIEU, *et. al.*, 2010).

O projeto da prótese de recapeamento do quadril que orienta as geometrias atuais evoluiu desde 1960, quando Townley usou uma articulação tipo recapeamento de metal-no-poliuretano que também foi associado com o desgaste catastrófico (Figura 2.34). Mais tarde, esta foi substituída por uma articulação de metal-polietileno (GRIGORIS, *et. al.*, 2005).

Figura 2.34 - Componente femoral originalmente desenvolvido por Townley (GRIGORIS, *et. al.*, 2005).

As próteses para artroplastia total do quadril do tipo recapeamento representa uma alternativa moderna para pacientes jovens e ativos com artrite da fase final. Em curto prazo de acompanhamento clínico os relatórios sobre a atual geração dessas próteses têm sido encorajadora, apesar de ocorrerem eventuais fraturas do colo femoral e o afrouxamento femoral que foram identificados como as causas do fracasso. A frequência de afrouxamento

do componente femoral após a artroplastia de recapeamento foi observada nos últimos anos com, estudos clínicos que variou de 0,2 a 5,7%%, mas o tempo médio de seguimento foi insuficiente para prever a sua prevalência, após a duração da implantação (ZUSTIN, *et. al.*, 2010).

Em um trabalho realizado por Amstutz, em 2008, buscando relatar sua experiência em 11 anos utilizando a prótese de recapeamento metal-no-metal Conserve Plus®, conforme mostra a Figura 2.35, este informou que 2% dos quadris implantados foram revistos para verificar o afrouxamento do componente femoral, após um seguimento médio de 5,6 anos. A seleção dos pacientes, técnica cirúrgica, a qualidade óssea pré-operatória e osteonecrose pós-operatório foram considerados fatores de risco para o fracasso da artroplastia de recapeamento (AMSTUTZ; LE DUFF, 2008; ZUSTIN, *et. al.*, 2010).

Figura 2.35 – Imagens radiográficas pré e pós-operatórias de pacientes utilizando o Conserve Plus (AMSTUTZ; LE DUFF, 2008).

O recapeamento do quadril não é um conceito novo para tratar a artrite de quadril, sem ressecção da cabeça do fêmur, este já é relatado desde a década de 1950 por Nissen, (1952). O ressurgimento de novos materiais e de melhor engenharia de par tribológico metal-no-metal forneceu os meios para desenvolver soluções protéticas viáveis a partir de um conceito que tinha sido abandonado. As lições extraídas da era resurfacing remanescente levaram a um projeto moderno (AMSTUTZ; LE DUFF, 2006). A Figura 2.36 ilustra uma prótese de recapeamento original da década de 50 (NISSEN, 1952) que serviu de modelo para as próteses atuais de recapeamento de quadril.

Figura 2.36 – Prótese de recapeamento femoral fabricada em acrílico e acrílico com esfera de metal (NISSEN, 1952).

As próteses de metal sobre metal utilizadas no recapeamento do quadril é são consideradas como o desenvolvimento recente mais significativo em artroplastia de quadril, em substituição das próteses de grande diâmetro da articulação, combinada com os copos de polietileno finos, conforme as ilustradas nas Figuras 2.37 e 2.38, próteses de recapeamento de Paltrinieri & Trentani e posteriormente por Wagner ambos na década de 70 na mesma década. Essas próteses resultaram no desgaste acelerado e a produção de grandes volumes de resíduos de partículas biologicamente ativas, que levam a perda óssea e afrouxamento do implante (GRIGORIS, *et. al.*, 2006).

Figura 2.37 - Recapeamento cimentada de quadril desenvolvido por Paltrinieri & Trentani na década de 70 na Itália (GRIGORIS, *et al.*, 2005).

Figura 2.38 - Sistema de recapeamento cimentado de metal-polietileno, introduzido por Wagner em 1974 (ROBERTS, *et. al.*, 2005).

Amstutz em 1975 introduziu uma prótese para substituição total articular do quadril usando escudos excêntricos internos na Universidade da Califórnia – Los Angeles, que denominou de THRIES (Figura 2.39). O implante era cimentado e consistia de um componente femoral de Co-Cr e um componente acetabular de polietileno. Ambos os componentes eram excêntricos, com espessura máxima do polietileno de 3,5 a 5,5 mm. Em 1982 foi introduzido um componente acetabular de metal de plasma pulverizado de polietileno para o uso com cimento (GRIGORIS, *et. al.*, 2005).

Figura 2.39 - Artroplastia de recapeamento cimentada THRIES (GRIGORIS, *et. al.*, 2005).

No ano de 1983, foi implantado sem cimento a primeira artroplastia de recapeamento de quadril com componente femoral de Ti-6Al-4V, e acetábulo de polietileno de ultra alto peso molecular e revestimento protetor poroso de malha de titânio puro. Inicialmente, os soquetes eram hemisféricos e fixados com parafusos; mais tarde, foi desenvolvido o primeiro soquete chanfrado de cilindro com ajuste por interferência, como pode ser

observado na Figura 2.40 (GRIGORIS, *et. al.*, 2005; AMSTUTZ, *et. al.*, 1977; AMSTUTZ, *et. al.*, 1978).

Figura 2.40 – Prótese de quadril, com superfícies de contato ósseas porosas fabricadas em liga de titânio e polietileno (GRIGORIS, *et. al.*, 2005).

Em 1988, Amstutz desenvolveu outro sistema poroso, revestido sem cimento, com componente femoral de Co-Cr, um forro modular e um componente acetabular hemisférico de Ti-Al-4V. Segundo Gregoris, 2005, Buechel e Pappas no ano de 1989, introduziram um sistema de recapeamento sem cimento com um componente acetabular modular e um componente femoral de liga de nitrito de titânio e um componente femoral de liga de titânio revestida de cerâmica (GRIGORIS, *et. al.*, 2005). Muito provavelmente, esses foram os maiores avanços na artroplastia de recapeamento de quadril na década de 80.

Atualmente, há cerca de oito principais fabricantes de implantes de recapeamento no mercado. Os modelos de implantes de recapeamento e seus respectivos centros médicos são ilustrados na Figura 2.41 (MORAES, 2013).

Birmingham Hip (BHR) Implant at - [Smith & Nephew, BHR](#);

Conserve Plus (C+) implant at - [Wright Medical Technology](#);

Cormet 2000 (C2K) implant at - [Corin Medical, Ltd.](#)

O ACCIS Hip Resurfacing - [ESKA Implants](#),

ICON implant at - [International Orthopedics](#);

Recap Implant at - [Biomet Inc.](#)

ADEPT implant at - [Finsbury Orthopedics Ltd.](#);

ASR Implant at - [J&J DePuy](#);

Figura 2.41 – Modelos de próteses de recapeamento de quadril disponíveis atualmente (MORAES, 2013).

2.6.2 Prótese fabricada em cerâmicas para recapeamento da articulação coxofemoral em humanos

Estudos mostram que o par tribológico de materiais cerâmicos em artroplastia total do quadril (ATQ) reduz significativamente a taxa de revisão causada pelo desgaste das próteses e, consideravelmente, a osteólise. É importante salientar que as cerâmicas compostas por alumina e zircônia, devido suas propriedades, melhoram e permitem mais projetos desafiadores em artroplastia de quadril comparado com alumina tradicional, pois maiores diâmetros na esfera femoral das próteses requerem uma espessura de parede fina que não é conseguida com a cerâmica alumina (KUNTZ, *et. al.* 2011).

Na década de 1970, foi mostrado que a cerâmica de alumina podia ser explorada para proporcionar melhores implantes nas aplicações ortopédicas, uma vez que ela apresenta menor desgaste de deslizamento e características adequadas para superfícies

em artroplastia total do quadril. O uso ortopédico resultante teve sucesso durante mais de 20 anos de clínica e os relatórios publicados de taxas de fratura das cabeças de alumina foi de 0% para cerâmicas fabricadas após 1990 e de 13,4% para a cerâmica fabricada antes de 1990. Dessa forma, cientistas de materiais melhoraram substancialmente a resistência mecânica da alumina, criando três gerações de aluminas para aplicação médica, sendo a última uma alumina prensada isostaticamente, que está no mercado desde 1994. As taxas de fratura das cerâmicas mais utilizadas, ainda têm sido analisadas por vários grupos e são baseadas em cerca de 1,5 milhões de cabeças femorais (GERD, 2000; ALLAIN, *et. al.* 2003).

As próteses totais de cerâmica-na-cerâmica de alumina tem uma longa história de uso, com taxas de desgaste exponencialmente menor do que outras superfícies de apoio e uma baixa incidência de osteólise observada. Apesar desta baixa taxa de desgaste, há grandes preocupações para os eventos adversos, tais como fraturas (LOMBARDI, *et. al.* 2009).

Uma nova matriz de cerâmica de alumina composta (BIOLOX® Delta; Cerram-te AG, Plochingen, Alemanha) foi desenvolvida para melhorar o desgaste, reduzindo o risco de fratura com o projeto de alumina-alumina. O material consiste em alumina e zircônia 82% e 17% com base no volume, no qual o óxido de cromo (0,5%) é adicionado para melhorar a dureza e desgaste e cristais de estrôncio (0,5%), para aumentar a resistência e energia de impacto (LOMBARDI, *et. al.* 2009).

Essa prótese é manufaturada em cerâmica-no-metal para pacientes com alergia a metal, chamada de BMHR Figura 2.42. A haste é fabricada em metal e o componente esférico da prótese é fabricado em cerâmica, especificamente para a anatomia individual do paciente. A cabeça de cerâmica se articula dentro de um acetábulo de metal, classificando essa prótese como cerâmica-no-metal. Os materiais e o desenho da cabeça de cerâmica foram otimizados de forma a gerar menor desgaste durante a movimentação e os primeiros resultados, com este tipo de prótese, mostrou desgaste do metal significativamente menor em relação à substituição do quadril metal-no-metal (HARKESS; DANIELS, 2006).

Figura 2.42 - Imagem de prótese cirúrgica de recapeamento confeccionada em cerâmica (MCMINN, 2012). Disponível em: <<http://www.mcminncentre.co.uk/ceramic-birmingham-mid-head-resection.html>>. Acesso em 20/05/2014.

2.6.3 Procedimentos para o recapeamento da cabeça femoral de humanos

A técnica cirúrgica de recapeamento femoral preserva o estoque ósseo do fêmur proximal, aperfeiçoa a transferência de estresse no fêmur proximal, e oferece uma estabilidade inerente e faixa ideal de movimento (GRIGORIS, *et. al.*, 2006). Esses procedimentos cirúrgicos são ilustrados através das Figuras 2.43 e 2.44.

Figura 2.43 – Procedimento cirúrgico utilizado na artroplastia de quadril com próteses de recapeamento. Disponível em: <www.orlincohen.com>. Acesso em 21/11/2014.

Figura 2.44 – Procedimento cirúrgico utilizado na artroplastia de quadril com próteses de recapeamento (MUIRHEAD-ALLWOOD, *et. al.*, 2008).

2.7 Furação Centralizada em Artroplastia de Recapeamento da articulação coxofemoral

Na artroplastia de recapeamento do quadril (ARQ), a cabeça femoral e o acetábulo são revestidos com prótese de recapeamento. A primeira geração de ARQ (1970 - 1980) mostrou resultados decepcionantes e o processo foi em grande parte abandonado em meados dos anos 1980. O fracasso registrado foi consequência da utilização inadequada de materiais, desenho do implante e instrumentação errada para a implantação da prótese. Já a segunda geração do ARQ (1991 até o presente) mostrou bons resultados. A Figura 1 apresenta a radiografia do *Hip Birmingham Resurfacing*, conforme é apresentado na figura 2.45. (HIEU, *et. al.* 2010)

Figura 2.45 - Radiografia do ARQ e da casca esférica e um copo de um sistema de recapeamento femoral Birmingham (HIEU, *et. al.*, 2010).

Os procedimentos para implantação de uma prótese de recapeamento iniciam-se com o furo centralizado da cabeça femoral que se estende até ao centro do colo femoral. Para isso, atualmente utilizados pinos guias e guias de furação centralizada (NOGLER, et. al., 2012).

2.7.1 Ferramentas utilizadas para centralização da furação em artroplastia de recapeamento da articulação coxofemoral de humanos

Os instrumentos cirúrgicos como guias de furação comprovam a notável contribuição de modelagem biomédica na melhoria da qualidade do tratamento para os pacientes, especialmente, para as cirurgias complexas. Uma unidade de planejamento pré-operatório ajuda os cirurgiões a terem uma melhor compreensão da anatomia e status dos pacientes, fazendo a seleção do tamanho certo de um implante, determinando corretamente a sua orientação e realizando simulações e ensaios do processo de furação centralizada aplicada em cirurgias de recapeamento de quadril (HIEU, *et. al.* 2010).

As posições dos componentes em artroplastia total do quadril em relação ao fêmur e pelve são importantes no que diz respeito ao prognóstico para a cirurgia. A inclinação e anteversão do componente acetabular foram definidas por Murray, em relação a três perspectivas diferentes: radiográfica, cirúrgica e anatômica (LABRONICI, et. al., 2013). A posição da furação da cabeça femoral influi na colocação do implante sobre a distribuição de tensões no colo do fêmur em cirurgias de artroplastia de quadril com recapeamento conforme mostra figura 2.46, que ilustra a distribuição de tensões nas mudanças de posição do furo no fêmur e influências na tendência à fratura do colo femoral (HIEU, *et. al.* 2010).

Figura 2.46 - Distribuições de tensões em prótese de recapeamento (HIEU, *et. al.* 2010).

O posicionamento do eixo central, para implantação centralizada da prótese de recapeamento, deve ser centralizado na cabeça e colo femoral de acordo com a aferição da cabeça do fêmur (Figura 2.47), sendo furação centralizada iniciada no centro da cabeça femoral e alinhada, que atravessa o eixo central do colo femoral (NEVELOES, *et. al.* 2010).

Figura 2.47 - Medição da cabeça do fêmur (NEVELOES, *et. al.*, 2010).

O gabarito de centragem da furação é posicionado de acordo com as aferições da cabeça do fêmur (Figura 2.52) utilizando um tubo-guia e uma ponta ajustável que pode então ser posicionada sobre um pino-guia para conduzir e verificar o posicionado correto no centro da cabeça femoral relativamente com o colo femoral. A Figura 2.48 ilustra o gabarito de centragem da furação da cabeça femoral para a artroplastia de recapeamento de quadril (NEVELOES, *et. al.*, 2010).

Figura 2.48 - Preparação para a furação da cabeça do fêmur (NEVELOES, *et. al.*, 2010).

Após a definição da centragem, uma broca canulada de furação pode então avançar ao longo do pino-guia até onde a cabeça do fêmur possa ser utilizada conforme ilustra a Figura 2.49, que ilustra essa fase do procedimento de preparação da cabeça do fêmur para o recapeamento (NEVELOES, *et. al.*, 2010).

Figura 2.49 - Furação com broca canulada (NEVELOES, *et. al.*, 2010).

Outra ferramenta disponibilizada para a centralização do furo na artroplastia de recapeamento de quadril é dispositivo para guiar a furação ao longo de um eixo centralizado na cabeça e colo femoral. Em outra forma de realização, a ferramenta inclui uma região de contato com o osso e um orifício de guia para furo guia. A região de contato é uma superfície com geometria mimetizada do fêmur a ser usinado e o orifício guia é coaxial com um eixo central que se estende através da cabeça femoral e do colo do fêmur, conforme ilustrado na figura 2.50 (PARK, *et. al.*, 2009).

Figura 2.50 - *Hip resurfacing surgical guide tool* (PARK, *et al.*, 2009).

Outra ferramenta intitulada *Guide Pin Placement For Hip Resurfacing*, tem sido usada de quadril, para a implantação de próteses de recapeamento da cabeça femoral. Ela é capaz de posicionar com precisão a posição do furo para a implantação centralizada na cabeça e colo femoral e também é usada na preparação da extremidade femoral, conforme mostra a Figura 2.51 (PENENBERG, 2011).

Figura 2.51 – Pino guia para recapeamento de quadril (PENENBERG, 2011).

Outro dispositivo de centragem de furação da cabeça femoral para a artroplastia de recapeamento de quadril, denominado de *medical device* é um instrumento para a colocação de pino guia em uma cabeça e colo femoral de um paciente (Figura 2.52). Essa ferramenta realiza um furo guia que posiciona e orienta um pino com referência externa. O guia possui uma pluralidade de furos e pinos para o uso no posicionamento e orientação do pino de referência, centralizado na cabeça e colo femoral. Se um pino de referência inicial não está posicionado de forma adequada, outro, da pluralidade de furos e pino é utilizado como referência em uma posição mais desejável (SMITH; SOBRINHO, 2009).

Figura 2.52 – Dispositivo centragem da furação da cabeça femoral - *Medical Device* (SMITH; SOBRINHO, 2009).

Um dispositivo para indicar o centro da cabeça femoral e orientar a furação centralizada para a implantação da cabeça femoral em artroplastia de recapeamento de quadril e esquematizada na figura 2.53. Essa ferramenta permite centralizar a furação na cabeça femoral, bem como definir a profundidade da furação (GARY M.; ALEC B, 2007).

Figura 2.53 - *Drill Guide Assembly* (GARY M.; ALEC B, 2007).

Hieu e colaboradores apresentaram em 2010 um guia de furação para artroplastia de recapeamento de quadril projetado computacionalmente, conforme ilustra a figura 2.54. É descrito como um guia de furação personalizado para a implantação de um pino guia que orienta a furação centralizada, pois o guia define o posicionamento computacional, garantido com precisão da furação no centro da cabeça femoral que se estende até o centro do colo femoral (HIEU, *et. al.*, 2010).

Figura 2.54 - Guia de Furação para ARQ projetado computacionalmente (HIEU, *et. al.*, 2010).

Para evitar a necessidade de realinhamento da prótese de recapeamento, foi desenvolvido um disco de reajuste para uso intra-operatório como demonstrado

cl clinicamente pela figura 2.55. Este disco permite o realinhamento seguro do guia de furação na direção correta, além de reduzir a necessidade de múltiplo reposicionamento, poupando o estoque ósseo do colo do fêmur e reduzindo o tempo da cirurgia (NOGLER; PUTZER, 2012).

Figura 2.55 - Guia de furação desenvolvida para reduzir o múltiplo posicionamento e preservar o estoque ósseo (NOGLER; PUTZER, 2012).

Outro dispositivo desenvolvido para artroplastia de recapeamento de quadril inclui um guia de alinhamento para inserção precisa de um pino guia, para facilitar a furação e o fresamento cilíndrico da cabeça femoral, conforme ilustrado na figura 2.56. Tal dispositivo permite realizar o furo guia de usinagem como também o furo do pino guia de centralização da prótese (KLINGER; TORO ARBELAEZ, 2014).

Figura 2.56 - Guia de furação para centralização da cabeça femoral (KLINGER; TORO ARBELAEZ, 2014).

2.8 Modelagem da cabeça femoral em artroplastia de recapeamento da articulação coxofemoral humana

[illegible]

62

2.8.1 Refilamento cilíndrico da cabeça femoral humana

O refilamento da cabeça femoral é o procedimento cirúrgico mais comum na atualidade para a modelagem de posicionamento de próteses de recapeamento da cabeça femoral em artroplastia de recapeamento do quadril. O instrumental cirúrgico desenvolvido pela Corin® no ano de 2001, compreende uma sequência de quatro etapas ilustradas nas figura 2.59 a 2.52 (NEVELOES, *et. al.*, 2010).

A primeira etapa de usinagem óssea, após a furação de centragem da cabeça femoral, é o fresamento cilíndrico, realizado através de uma fresa copo conforme mostra a figura 2.59 (NEVELOES, *et. al.*, 2010).

Figura 2.59 - Refilamento da cabeça femoral (NEVELOES, *et. al.*, 2010).

2.8.2 Faceamento do topo da cabeça femoral humana

Na segunda etapa de modelagem óssea o faceamento da parte cilíndrica da cabeça femoral que é realizada em duas etapas. Na primeira etapa um anel guia é posicionado sobre a superfície cilíndrica cabeça/colo e uma serra remove a parte côncava da cabeça femoral. Nesse contexto parafuso de bloqueio é apertado e a parte superior da cabeça femoral é ressecada, conforme ilustra a figura 2.60 (NEVELOES, *et. al.*, 2010).

Figura 2.60 – Guia de faceamento do topo da cabeça femoral (NEVELOES, *et. al.*, 2010).

A segunda etapa do faceamento é realizada por um o cortador do topo da cabeça é avançado para criar uma superfície plana perpendicular ao eixo do colo, conforme mostra a figura 2.61 (NEVELOES, *et. al.*, 2010).

Figura 2.61 – Faceamento da cabeça femoral (NEVELOES, *et. al.*, 2010).

2.8.3 Chanframento da cabeça do femoral humana

A quarta e ultima etapa vem a ser o chanframento da cabeça femoral, já cilíndrica e aplainada, conforme ilustra a figura 2.62. Para utilizar-se de um cortador apropriado de chanfro para criar o chanfro na cabeça femoral (NEVELOES, *et. al.*, 2010).

Figura 2.62 - Chanframento da cabeça femoral (NEVELOES, *et al.* 2010).

Várias ferramentas têm sido desenvolvidas até o presente para realizar o refilamento cilíndrico da cabeça femoral associado à outra operação para modelagem da cabeça femoral. Dentre elas destaca-se a ferramenta controlada mostrada na figura 2.63 e 2.64. Ela é utilizada em artroplastia de quadril com próteses de recapeamento da cabeça femoral, possui lâminas de usinagem para refilar e chanfrar a extremidade femoral simultaneamente. Essa ferramenta não possui eixo de centralização de corte e controle de profundidade e lâminas para faceamento do topo sequenciado, o que requer mais uma operação de usinagem de modelagem ideal da cabeça femoral para o encaixe perfeito da prótese de recapeamento do quadril. Ela ainda é provida de um sistema de engrenagem acoplável e redutor da velocidade de corte, Ela permite, em uma passagem única, a usinagem cilíndrica e chanfro da extremidade femoral (PHILCOX, 2008).

Figura 2.63 - *Controlled feed reamer and single pass cutter* (PHILCOX, 2008).

Outra ferramenta desenvolvida para modelagem simultânea de refilamento cilíndrico e chanframento utilizada em artroplastia de recapeamento da cabeça femoral. Ela modela a cabeça femoral de forma esférica reduzida e chanfrada em apenas uma ferramenta da extremidade femoral, como ilustrado na figura 2.68 (GUELAT; LECHOT, 2008).

Figura 2.64 – Fresa copo para recapeamento do quadril (GUELAT; LECHOT, 2008).

Outra ferramenta utilizada para usinagem guiada vem a ser um tipo de fresa copo que realiza a usinagem cilíndrica da cabeça femoral para a implantação da prótese de recapeamento. A fresa do tipo copo para modelagem cilíndrica da cabeça femoral é provida de um copo com dentes afiados para a usinagem. Essa ferramenta avança sobre a cabeça femoral até na junção cabeça/colo, assegurando que o colo femoral não quebre. A usinagem é guiada pelo pino guia previamente colocado, conforme ilustra a figura 2.65 (TULKIS, *et. al.*, 2011).

Figura 2.65 – Método de fresamento da cabeça femoral (TULKIS, *et al.* 2011).

2.9 Aferição da geometria da cabeça femoral após a modelagem

A cabeça femoral usinada é aferida por gabaritos antes da colocação da prótese, conforme mostra a figura 2.66. O gabarito corresponde ao tamanho da cabeça femoral e indica até que ponto a prótese de recapeamento deve ser avançada completamente até ser assentada (NEVELOES, *et. al.*, 2010).

Figura 2.66 - Medição e checagem do formato da cabeça do fêmur usinada (NEVELOES, *et. al.*, 2010).

2.10 Colocação da prótese de recapeamento femoral humana

Se estiver usando cabeça cimentada, o cimento ósseo de baixa viscosidade é derramado para o componente femoral, até a linha no topo do chanfro no interior do implante. O componente definitivo é colocado sobre a cabeça femoral e impactado até a posição. O excesso de cimento ósseo é removido. As cabeças sem cimento são simplesmente impactadas na posição da cabeça femoral, conforme apresentado na figura 2.67 (NEVELOES, *et. al.*, 2010).

Figura 2.67 Assentamento de recapeamento (NEVELOES, *et. al.*, 2010).

2.11 Artroplastia Coxofemoral Canina humana

Na medicina veterinária desde a década de 70, quando a terapia conservativa para displasia coxofemoral mostrava-se ineficaz, era indicado o tratamento cirúrgico (figura 2.68). Uma grande variedade de técnicas cirúrgicas é descrita pela literatura, entretanto nenhuma é considerada ideal. A mais utilizada é a técnica de colocefalectomia femoral. A prótese total da articulação coxofemoral canina, por sua vez, é um procedimento que não somente preserva a função do membro como restabelece mecanismos articulares sem dor. A prótese total da articulação coxofemoral representa, atualmente, uma das técnicas mais indicadas para o tratamento cirúrgico da displasia coxofemoral severa em cães nos Estados Unidos e na maioria dos países da Europa (MINTO, *et. al.*, 2008).

A artroplastia por excisão da cabeça do fêmur constitui um valioso método para melhorar a qualidade de vida do animal com displasia ou com luxação coxofemoral recorrente, pois proporciona o alívio da dor e permite a locomoção normal do animal. A excisão da cabeça e colo femorais pode resultar em fratura do fêmur proximal, remoção inadequada do colo femoral e lesões ao acetábulo enervam ciático. Além disso, pode ocorrer fibrose restritiva, uma complicação em potencial pós-osteotomia do colo femoral, que pode tornar o membro com função reduzida ou sem função, exigindo em alguns casos, a amputação (RODASKI, *et. al.*, 2002).

Figura 2.68 – Articulação coxofemoral canina

Os altos índices de sucesso com a realização da substituição total da articulação coxofemoral por prótese bloqueada ou cimentada chegam a quase 100% de sucesso, com baixa porcentagem de complicações. As complicações mais comuns que ocorrem após a colocação do implante em animais se comparam com as complicações ocorridas em humanos, as quais se destacam a infecção, a luxação da prótese e o afrouxamento asséptico dos componentes protéticos (JEHN, *et. al.*, 2002; LEWIS; JONES, 1980).

2.11.1 Modelo de próteses para artroplastia coxofemoral canina

Nos Estados Unidos, a Biomedtrix® fabrica próteses femorais de quadril para cães com alta qualidade em ligas de Cromo-Cobalto, conforme ilustrado na figura 2.69.

Figura 2.69 – Modelos de próteses femorais e acetabular para artroplastia canina (BIOMEDTRIX, 2007).

Atualmente as próteses disponíveis na artroplastia de quadril para cães consistem no implante de cúpula de polietileno de alta densidade para substituição do acetabular e para a substituição do fêmur é utilizado um componente femoral composto de cabeça e haste femoral de aço inoxidável ou titânio, conforme figura 2.70 (MINTO, *et. al.*, 2008).

No Brasil, a técnica ainda é pouco difundida, principalmente por tratar-se de um procedimento que exige importação dos componentes do implante e treinamento especializado. O desenvolvimento de implantes nacionais e instrumental cirúrgico adequado e seguro são de fundamental importância na difusão da artroplastia canina, pois permitiria maior disponibilidade de material cirúrgico, instrumental cirúrgico adequado e eliminaria em parte a limitação financeira. Além disso, o estudo contínuo e sistemático de sua aplicação possibilitaria a capacitação e o aprimoramento desta técnica na medicina veterinária brasileira (MINTO, *et. al.*, 2008).

As próteses para substituição do quadril canino cimentadas são sem dúvida as mais usadas na medicina veterinária e pode apresentar-se em sistema de cabeça fixa ou em sistema modular. Os componentes protéticos de cabeça fixa não podem ser ajustados à geometria do paciente no ato operatório, assim pode-se fazer necessária a opção de mais de um tamanho protético caso o escolhido não tenha sido o apropriado. Os implantes protéticos cimentados modulares possuem partes permutáveis, permitindo que o cirurgião ajuste o diâmetro da cabeça e o comprimento do colo femoral de acordo com o desejado no

momento da cirurgia (OLMSTEAD, 1991; MINTO, *et. al.*, 2008; FOSSUM, 2008). Estudos internacionais comprovam a eficiência da técnica em 90% dos casos, com a utilização de componentes protéticos cimentados de cabeça fixa.

A utilização de próteses cimentadas modulares representa um sucesso da técnica pode atingir cerca de 100% dos casos. Os resultados obtidos na artroplastia de quadril com componentes protéticos bloqueados não tem sido relatados até o momento. Apesar de pouco difundida na medicina veterinária brasileira, estudos nacionais comprovam índices satisfatórios de 80% com próteses cimentadas modulares (MINTO, *et. al.*, 2008).

2.11.2 Procedimento cirúrgico para artroplastia coxofemoral canina

O planejamento cirúrgico para artroplastia de quadril canina assim como na ortopedia humana são auxiliados por imagens radiográficas, onde é possível definir as incisões cirúrgicas e o posicionamento do implante de artroplastia de acordo com a prótese, independente do tipo de fixação, cimentadas ou parafusadas (bloqueadas). As figuras 2.70 e 2.71 ilustram esses procedimentos e o planejamento pré-operatório (Figura 2.70) e o modelamento do fêmur seguindo o planejamento (Figura 2.71) respectivamente.

Figura 2.70 - Planejamento pré-operatório para artroplastia fêmur canino (BIOMEDTRIX, 2007).

Figura 2.71 – Modelamento do fêmur e preparação para a colocação do implante (BIOMEDTRIX, 2007).

Outro tipo de prótese para artroplastia de quadril vem a ser bloqueada da KYON LLC que baseia-se nos sistemas de placa e parafuso de fixação e têm mostrado vantagens biológicas claras na fixação da fratura. A ideia de fixar rigidamente o componente femoral de uma prótese de substituição total do quadril evoluiu a partir do desenvolvimento e teste destes sistemas de placas bloqueadas. Além disso, o parafuso de fixação do componente femoral da haste permite que um tamanho de prótese sirva para uma vasta gama de tamanhos de fêmures (KYON, 2014).

Figura 2.72 – Prótese bloqueada Kyon e procedimento cirúrgico para colocação do implante de quadril (KYON, 2014).

2.11.3 Modelagem do acetábulo em artroplastia coxofemoral canina

Assim como na artroplastia de quadril humana a modelagem do acetábulo é realizado com uma ferramenta de escariamento hemisférica e o planejamento cirúrgico é realizado com auxílio de imagens radiográficas do quadril. Através da radiografia o médico veterinário consegue definir o tamanho da prótese a ser implantada no animal. As figuras 2.73a 2.75 ilustram a sequência da modelagem acetabular, pré-operatório e as ferramentas utilizadas no procedimento. As figuras 2.78 a 2.80 mostram os conjuntos que são utilizados na artroplastia de quadril canina.

Figura 2.73 – Planejamento pré-operatório do acetábulo em artroplastia de quadril (BIOMEDTRIX, 2007).

Figura 2.74 – Ferramental de quadril utilizado na modelagem do acetábulo e prótese acetabular (BIOMEDTRIX, 2007).

Figura 2.75 – Modelagem do acetábulo para colocação do implante acetabular (BIOMEDTRIX, 2007).

Figura 2.76 – Modelagem e colocação da prótese acetabular (KYON, 2014).

Figura 2.77 – Artroplastia de quadril com prótese bloqueada (KYON, 2014).

Figura 2.78 - Caixa de ferramental - *Universal Hip Instrument Set 1 — Top Tray*, (BIOMEDTRIX, 2007).

Figura 2.79 - Caixa de ferramental - *Universal Hip Instrument Set 1 — Bottom Tray* (BIOMEDTRIX, 2007).

Figura 2.80 - Caixa de ferramental - *Universal Hip Instrument Set 2 — Top Tray* (BIOMEDTRIX, 2007).

2.12 Artroplastia de Recapeamento Coxofemoral Canino

O desenvolvimento de próteses de recapeamento femoral canino apresenta um desenvolvimento inicial e os dados indicam que essa técnica será promissora e sugerem que a Hemiartroplastia canina com polimetilmetacrilato poderia ser bem sucedida no recapeamento de uma superfície articular inteira em um animal grande (FRANKLIN, 2012). Estudos como ilustrados pelas figuras 2.81 e 2.82 tem mostrado que a Hemiartroplastia canina utilizando próteses de acrílico que suportam as cargas.

Figura 2.81 – Modelo para cirurgia de recapeamento femoral em cães (FRANKLIN, 2012).

Figura 2.82 – Modelagem do fêmur para colocação da prótese de recapeamento femoral (FRANKLIN, 2012).

2.13 Estado da Técnica do desenvolvimento tecnológico

Nesta parte o trabalho abordou como base de pesquisa os bancos de patentes para apresentar o desenvolvimento tecnológico referente a máscara de furação centralizada para humanos, ferramental de modelagem óssea e prótese para recapeamento da articulação coxofemoral humano e artroplastia coxofemoral canina.

A artroplastia de recapeamento de fêmures de quadril, por ser a mais difundida, tem sido uma técnica atraente por estar mais próxima da anatomia natural do quadril e atualmente tem mostrado excelentes resultados em pacientes jovens e ativos. A utilização de recapeamento de quadril em pacientes mais velhos tem sido também muito bem recebida pelos cirurgiões ortopédicos, como alternativa para as próteses convencionais de quadril, principalmente devido ao alto risco de fraturas do colo femoral no pós-operatório devido, por exemplo, ao processo de osteoporose comum nesses pacientes. Por outro lado, sabe-se que existem pacientes mais idosos que desempenham grande mobilidade, com independência e estilo de vida ativo. Sendo assim, se necessário, tais pacientes podem ser candidatos à artroplastia de recapeamento de quadril que, com certeza, é mais recomendada que a artroplastia convencional para esses casos. Esse raciocínio é válido para outros tipos de ossos e articulações sinoviais como a condilar, selar, trocóide e gínglimo.

Os atuais auxiliares de furação óssea, deixam muito a desejar em termos de segurança e precisão de furação óssea, pois são passíveis de gerar erros irreparáveis ao paciente durante a cirurgia, além do gasto de um tempo excessivo para essa etapa cirúrgica de recapeamento de quadril. Nos dispositivos atuais que auxiliam a furação da cabeça de fêmures na artroplastia de quadril, a centragem do furo-guia durante os procedimentos cirúrgicos iniciais recebe o auxílio de um relógio centrômero e/ou um goniômetro para localizar o centro da cabeça e o ângulo do fêmur, que é uma estrutura esferóide. Esse processo de furação muitas vezes não permite que o furo seja realizado exatamente no centro da cabeça do fêmur e/ou com a angulação correta e precisa; como consequência o furo pode ser realizado fora da faixa angular recomendada, que é da ordem de 123,0 graus a 135,0 graus em humanos e em cães entre 105,0 graus a 154,0 graus; essa furação, uma vez realizada fora do ângulo de inclinação adequado para o recapeamento da extremidade do fêmur, torna a cirurgia falha e traz prejuízos funcionais para a prótese a ser ali inserida e consequentemente para o paciente no pós-operatório.

O guia de furação, conjunto de guia de furação e método para furar um osso para uso de uma placa tendo furos para prendedores orientados em ângulos pré- determinados em relação à placa; a guia de furação cirúrgica tem pelo menos um cilindro-guia de

alinhamento da broca que é alinhado com os respectivos furos do prendedor na placa que permite perfurar os furos na faixa desejada dos ângulos permitidos pelos furos da placa. Esse método de furação está muito aquém do aqui proposto em termos de segurança e precisão, pois esse processo de furação pode gerar erros na angulação do furo na cabeça do fêmur e pode comprometer o pós-operatório em termos de prejuízos funcionais para a prótese de recapeamento e consequentemente a saúde dos pacientes (PIRATHBUN, *et al.*, 2005).

Por outro lado, refere-se a um guia de broca cirúrgica para a furação de cabeça de fêmur em artroplastia de quadril que pode incluir um primeiro corpo de guia de broca tendo uma extremidade distal para sua colocação substancialmente adjacente ao osso; um segundo corpo de guia de broca deslizável com relação ao primeiro corpo de guia de broca, que tem uma extremidade proximal para contatar uma porção de uma broca de furação; um cabo associado ao primeiro e ao segundo corpo de guia de broca, e um mecanismo detentor para reter a posição do primeiro corpo de guia de broca relativamente ao segundo, em incrementos pré-definidos (BERGER, *et al.*, 2004). Alternativamente, a guia de broca deste dispositivo, pode incluir um membro de travamento móvel entre a primeira posição que impede substancialmente o deslizamento do segundo corpo de guia de broca em relação ao primeiro, e uma segunda posição, que permite o deslizamento do segundo corpo de guia de broca em relação ao primeiro.

Embora esses instrumentais cirúrgicos descritos sejam praticamente os únicos utilizados atualmente para auxiliar o processo de furação cilíndrica em ossos, eles não são os ideais para a cirurgia de artroplastia de recapeamento de quadril em cães e humanos, em termos de precisão e segurança, conforme proposto neste trabalho; nesses artefatos é utilizado o goniômetro e o relógio para a centralização do furo guia na cabeça do fêmur, que utiliza os únicos instrumentos cirúrgicos atualmente para o assentamento e centralizado da prótese de recapeamento. A ausência de equipamentos com precisão e segurança para essa primeira etapa da cirurgia, juntamente com o gasto excessivo de tempo na troca de instrumentos cirúrgicos, trouxe a necessidade do desenvolvimento da máscara para a furação da cabeça do fêmur para a artroplastia de recapeamento de quadril em cães e humanos. No que tange à utilização desses tipos de auxiliares de furação para ossos atualmente encontrados no mercado, inconvenientes podem ser a eles atribuídos, se forem utilizados em cirurgias de artroplastia de recapeamento de quadril como, por exemplo, a ausência de precisão e segurança para a centragem do furo guia na fase inicial da cirurgia do recapeamento do fêmur do quadril (WINKEL, *et al.*, 2009). Outra deficiência que se observa nos instrumentais cirúrgicos existentes para a artroplastia de recapeamento do

quadril é a dificuldade da estabilização segura da extremidade do osso durante o processo de furação para que a broca seja introduzida com firmeza durante a furação.

Os documentos são relevantes, porém, os guias de furação cilíndrica apresentados nessas patentes tratam de guias utilizadas em uma única articulação, no caso, a articulação do joelho, somente. Na articulação do joelho, que é uma articulação do tipo condilartrose dupla, os côndilos femorais medial e lateral fazem contato através dos meniscos interpostos à face articular superior da tíbia e permite apenas dois movimentos flexão e extensão (HAINES, *et al.*, 2004; MONA, *et al.*, 2009; HAINES, *et al.*, 2010).

O documentos mostram guias para furação cilíndrica da cabeça femoral, indicadas apenas para cirurgia de artroplastia de quadril. Esses ferramentais embora funcionais e utilizados atualmente não têm precisão e muito menos segurança de furação, provocando na maioria das vezes erros nessa etapa, o que prejudica o posicionamento adequado das próteses de recapeamento (NEVELOES, *et al.*, 2010; HARUTARO, 2010; SERRAULT; PIRIOU, 2010).

A tecnologia computacional é utilizada para auxiliar as cirurgias de artroplastia, ambas se referem a métodos utilizados para centralizar um ponto na cabeça femoral auxiliados por computador que facilita o posicionamento das próteses de recapeamento. Esses métodos utilizam base de dados computacionais que auxilia os cirurgiões durante o processo de cirurgia. A patente EP1859755 trata de um sistema para ser usado por um cirurgião ortopédico durante a implantação de uma prótese de recapeamento em paciente, onde o cirurgião é auxiliado por um computador que localiza a posição correta para a cabeça femoral para implantação da prótese de recapeamento. O documento US 2008214960 mostra um método para localizar um eixo fio-guia no colo do fêmur auxiliado por computador que compreende as etapas de rastreamento de uma posição e orientação adequado para o posicionamento da prótese de recapeamento do quadril (EPTUKE, 2006; HODGSON, 2005).

Uma máscara bipartida desenvolvida para auxiliar o posicionamento da primeira furação realizada em artroplastias de recapeamento de quadril. A máscara descrita no citado documento difere da máscara proposta na presente invenção uma vez que prevê 20 uma furação que atravessa toda a estrutura óssea da cabeça do fêmur até o início da linha áspera do fêmur em sua parte lateral, abaixo da linha do trocânter menor (HIEU, 2010).

Desta forma, a utilização desta máscara torna-se bastante difícil e a cirurgia muito agressiva. A presente máscara é utilizada somente como um guia de furação, provendo uma primeira furação com diâmetros menores para depois concluir com diâmetros finais. Já a máscara da presente invenção realiza uma furação definitiva na primeira furação, além de

ter três modalidades de tamanho que a torna menos invasiva, não prejudicando o conceito de baixa invasão da astroplastia de recapeamento do quadril.

Visando solucionar esses problemas bem como oferecer alternativas e técnicas adequadas para o processo de furação cilíndrica na artroplastia de recapeamento de quadril, foi desenvolvida a máscara personalizada para a furação cilíndrica de extremidades ósseas de articulações sinoviais de ossos longos ou curtos como, por exemplo, a extremidade esteróide da cabeça do fêmur; todavia a máscara pode ser usada, guardando as devidas proporções e formas adequadas, para realizar a mesma operação em ossos curtos e longos com articulações dos tipos trocóides, condilares, selares, esferóides e gínglimo. A utilização da máscara personalizada aqui descrita, cujo diferencial técnico da invenção ora se consolida, certamente minimizará as situações negativas oferecidas pelos instrumentais cirúrgicos encontrados hoje no mercado e usados para essa etapa da cirurgia.

O novo instrumento cirúrgico, máscara personalizada para a furação cilíndrica da extremidade de ossos longos ou curtos como a cabeça do osso fêmur, para a artroplastia de recapeamento de quadril em cães e humanos, refere-se à área de instrumentação cirúrgica para auxiliar a furação no centro da cabeça esteróide do osso, com segurança e precisão.

A máscara de furação centralizada fabricada personalizada para cada paciente poderá eliminar o erro no processo de centralização de usinagem, uma vez que utiliza programas assistidos por computador para definir o centro da cabeça e colo femoral. Os estudos demonstram que modelos individualizados podem fornecer um sistema mais preciso e confiável com ajuda de desenho assistido por computador para colocação do componente femoral da prótese de recapeamento do quadril (KUNZ, *et. al.*, 2010).

A utilização da máscara de furação personalizada pode eliminar erros ocasionados pela habilidade do cirurgião e interferência no resultado final da cirurgia, pois a assistência por computador é baseada na tomografia do paciente previamente o procedimento operatório com objetivo de diminuir a necessidade de feedback visual e tátil. O Trabalho manual cirúrgico convencional requer competências, como destreza motora fina ou habilidades, que são complementados por feedback visual e tátil. A cirurgia ortopédica assistida por computador visa melhorar a percepção do cirurgião relativamente ao campo cirúrgico e a manipulação operativa (SHENG LU, *et. al.*, 2011).

As etapas cirúrgicas de modelagem óssea como o refilamento cilíndrico, o faceamento de topo e o chanframento da cabeça femoral utilizando um guia de furação projetado utilizando tomografias computadorizadas realiza com maior precisão e a colocação dos implantes, reduzir o risco do paciente no intra-operatório. As tomografias computadorizadas são muito adequadas para a navegação cirúrgica, especialmente em ortopedia. Os ossos podem ser facilmente distinguidos de qualquer outro tecido, e pode ser

facilmente segmentado para fora. Os ossos são também as partes menos deformáveis do corpo e, portanto, as referências mais estáveis para navegação, possibilitando que diferentes fases do planejamento cirúrgico e execução dos procedimentos tenham sucesso para o paciente (SHENG LU, *et. al.*, 2011).

A afiação realizada na broca com controle de profundidade foi projetada para garantir a profundidade do furo no centro da cabeça femoral, essa broca foi projetada com um ângulo helicóide de 23° e ângulo da ponta de 90° buscando a centralização da broca durante a usinagem. As brocas comuns ângulo (maior que 90°) são mais adequadas para materiais duros, e para os materiais mais macios, tais como, o osso é indicado à afiação da ponta com ângulo menor que 90° (AUGUSTIN, *et al.*, 2012).

A usinagem de ossos é um procedimento bastante utilizado na ortopedia, tanto para a furação que é essencial na cirurgia ortopédica, como para qualquer outro procedimento de modelagem óssea, para implantação de próteses, porém estudos de usinagem estão sendo realizado na área de odontologia analisando o comportamento celular após a usinagem. O osso é um material anisotrópico, ou seja, apresenta características mecânicas distintas em diferentes regiões do mesma estrutura. A investigação da característica mecânicas do osso tem sido efetuada para o processo de furação, mas não há recomendações disponíveis na forma de broca mais adequada ou sobre a velocidade de furação ideal que deve ser usada na prática cirúrgica (HILLERYA, M.T.; SHUAI, L, 1999).

Acompanhando o raciocínio de anisotropia das características mecânica do osso, este é constituído de osso cortical denso e osso medular poroso. O osso cortical é constituído de um agrupamento celular mais compacto e denso, e gera maior atrito e consequentemente maior calor durante a furação (AUGUSTIN, G *et. al.*, 2009).

Já são conhecidos ferramentais cirúrgicos utilizados em artroplastia de recapeamento do quadril em humanos e nenhuma em animais, mas, na utilização de todos eles o processo é muito lento e impreciso, pelo fato de se utilizar várias ferramentas para o processo de modelagem da extremidade óssea e o tempo de anestesia dispendido na cirurgia é de vital importância para inúmeros pacientes em particular os idosos. Conforme é de conhecimento geral entre os fabricantes de instrumentos cirúrgicos e cirurgiões ortopédicos, as atuais ferramentas e dispositivos ortopédicos para a modelagem da cabeça femoral para o recapeamento são ainda inseguros, e têm pouca precisão para uma usinagem perfeita da extremidade dos ossos.

Esses ferramentais, ora disponíveis no mercado, com certa frequência, podem gerar erros durante o processo de modelagem do osso, que podem ser irreparáveis ou irreversíveis, além do tempo dispensado nessa etapa da cirurgia ser grande com a utilização desses atuais dispositivos. Diferente dos ferramentais comerciais para a usinagem da

cabeça femoral utilizados em cirurgias de artroplastia de recapeamento do quadril humano, a fresa multilaminar para modelagem da cabeça do fêmur desta patente, tem a capacidade de usinar uniformemente com firmeza e com segurança, a cabeça do fêmur. Desta forma, modela com muita precisão essa estrutura durante o processo de usinagem da extremidade esferóide do osso ou cabeça do fêmur; apresenta estrutura baseada em estudo anatômico, econômico, funcional, com objetivo de reduzir o tempo de 30 cirurgias utilizando apenas uma única ferramenta cirúrgica capaz de gerar a forma adequada e perfeita para o assentamento de próteses de recapeamento em humanos e animais.

O modelamento ou usinagem das extremidades esferóides ou condilares de ossos longos, depois de realizada a furação para guiar o ferramental de usinagem, traduz-se basicamente por três operações: refilamento cilíndrico, faceamento ou plainamento, e chanframento ou arredondamento. Essas três operações básicas são atualmente feitas com os ferramentais encontrados no mercado em cinco ou mais etapas. O ferramental proposto neste trabalho realiza essas mesmas operações em uma única e exclusiva operação em função da ação contínua, sequencial e simultânea das suas lâminas de corte.

A fresa multilaminar sequencial da presente invenção modela a extremidade de ossos longos e é destinada para as cirurgias de artroplastia, como por exemplo, a de recapeamento de quadril de cães ou animais de qualquer porte e de humanos, para o assentamento com perfeito alinhamento das próteses de recobrimento das extremidades ósseas, sejam elas metálicas, cerâmicas, poliméricas ou de materiais similares.

A máscara de furação e a fresa multilaminar sequencial deste trabalho facilita, aperfeiçoa e aumenta a precisão do modelamento com segurança da cabeça do fêmur assegurando a forma e o ângulo de furação adequado para a colocação da prótese cirúrgica. Este novo ferramental cirúrgico, proposto no presente documento, apresenta uma redução significativa do tempo de usinagem que atualmente é realizada por quatro instrumentos cirúrgicos, para furar, refilar, chanfrar e plainar a cabeça femoral, respectivamente.

Esses ferramentais cirúrgicos podem ter os seus tamanhos e geometrias em função do biótipo do paciente e, para fêmures de cães ou animais de qualquer porte, pode variar em função da raça do animal. Os dispositivos podem ser usados também, com tamanhos adequados e correspondentes, para a artroplastia de quaisquer extremidades articulares de ossos longos humanos ou de outros animais que necessite de recapeamento, pois sua geometria permite ser confeccionada em qualquer tamanho.

Visando oferecer alternativas e técnicas adequadas para o processo de modelagem da cabeça femoral de animais visando a artroplastia de recapeamento do quadril com diminuição no tempo da cirurgia, bem como uma usinagem com precisão geométrica e

perfeito acabamento superficial, foi desenvolvido o ferramental cirúrgico deste trabalho; esses ferramentais para o modelamento da extremidade de ossos de animais trás inovação tecnológica que irá possibilitar também cirurgias ortopédicas de artroplastia de quadril de recapeamento de cães e de outros animais de qualquer porte; certamente, não terá as situações negativas como as oferecidas pelos instrumentais cirúrgicos encontrados hoje no mercado e usados na cirurgia convencional de artroplastia de quadril de cães. O novo ferramental para o modelamento da cabeça do fêmur, para a artroplastia de recapeamento de quadril de cães e de outros animais, refere-se à área de instrumentação cirúrgica para auxiliar usinagem da cabeça esferoide do osso femoral com precisão e redução significativa do tempo de cirurgia. Estres dispositivos e ferramentais traz uma inovação tecnológica para a área de cirurgias ortopédicas veterinárias, pois essas ferramentas de usinagem foram desenvolvidas visando uma melhora na cirurgia, com uma redução de tempo e, como consequência, a redução direta no custo total da cirurgia.

Cirurgiões veterinários que necessitam de um ferramental cirúrgico preciso que realize as três operações de usinagem (refilamento, plainamento e chanframento) da cabeça do fêmur, podem utilizar esse ferramental cirúrgico. A ferramenta cirúrgica de usinagem de extremidades ósseas em questão tem a geometria ideal para realizar o modelamento da cabeça de fêmures de forma adequada para o acoplamento de próteses cirúrgicas de recapeamento de quadril. A geometria das ferramentas foi desenvolvida com base nos princípios de usinabilidade dos materiais, levando em consideração em seu projeto mecânico básico, as propriedades mecânicas dos ossos. Os ferramentais propostos são artefatos para a usinagem cirúrgica de extremidades esferoides de ossos longos como a cabeça de fêmures para a artroplastia de recapeamento de quadril em cães e é provido de lâminas de cortes multidirecionadas com geometria interna idêntica à respectiva parte da geometria interna das próteses de recapeamentos (resurfacing). As lâminas de corte do ferramental descrito neste trabalho usinam as extremidades esferoides dos ossos nas etapas de refilar, plainar e chanfrar as estruturas ósseas. As ferramentas são providas de lâminas cortantes de aço não oxidável que realizam o modelamento do osso com geometria perfeita e excelente acabamento superficial para o assentamento de próteses de recapeamento. As lâminas da ferramenta serra tipo copo, realizam o refilamento da cabeça do fêmur deixando-a na forma cilíndrica; a ferramenta para plainar realiza o plainamento da extremidade do osso e a ferramenta para chanfrar realiza o chanframento das bordas da extremidade óssea, finalizando o modelamento da cabeça do fêmur para o assentamento da prótese de artroplastia de recapeamento do quadril.

As ferramentas do ferramental cirúrgico deste trabalho realizam a usinagem de extremidades esferoides de ossos longos como a cabeça do fêmur para a artroplastia de

recapeamento de quadril em cães e outros animais de qualquer porte; podem ser acopladas em uma furadeira cirúrgica convencional, pneumática ou elétrica; podem também ser acopladas a um acionador manual desde que este tenha velocidade de giro adequada para não ocorrer danos prejudiciais ao osso dos animais durante a usinagem. A furadeira cirúrgica ou acionador manual realiza o giro da ferramenta, e dessa forma o cirurgião veterinário avança sobre o osso a ser trabalhado. No processo de modelamento da extremidade óssea, é utilizada primeiramente a fresa copo para realizar o refileamento da cabeça do fêmur para adquirir a forma cilíndrica; em seguida, esta é substituída pela ferramenta de plainamento e este é realizado na extremidade da cabeça femoral pela lâmina inserida na ferramenta; em seguida, é realizado o chanframento da cabeça do fêmur, com a lâmina da ferramenta de chanframento. Estas são as três operações de usinagem que são realizadas para o modelamento da cabeça femoral para a artroplastia de recapeamento do quadril de cães.

3 METODOLOGIA

Esse trabalho propôs desenvolver ferramentas utilizadas em artroplastia de quadril, com auxílio de computação gráfica para obtenção dos modelos tridimensionais, criando um ferramental, bem como parâmetros de usinagem que objetivam a menor morte celular e integram o estado da arte biomédica de modelagem óssea, planejamento pré-operatório e instrumentos cirúrgicos personalizados. Para tanto o trabalho é baseado no conhecimento do estado da arte de modelagem óssea e biomecânica funcional, apresentando uma solução para determinada cirurgia de quadril com maior segurança em menor tempo, além de reduzir a complexidade da cirurgia e aumentar a vida do implante. Especialmente, a proposta fornece uma solução de baixo custo e praticamente viável com a integração de conhecimentos especializados de engenharia e biomecânica funcional, para a melhoria da qualidade de vida dos pacientes. Ainda serão explorados aspectos histológicos para definir a melhor forma para realização da cirúrgica de recapeamento do quadril.

Dentro deste contexto a máscara de furação e a fresa Multilaminar foram desenvolvidos com base em projetos mecânicos com conceitos pré-definidos, nos quais furação centralizada, qualidade da usinagem foram bem exploradas a usinagem geométrica personalizada da fresa multilaminar e a furação centralizada da máscara, a fim de eliminar os erros de usinagem da cabeça, bem como evitar a furação descentralizada da cabeça femoral. Estes instrumentais cirúrgicos serão reguláveis e desmontáveis e poderão ser utilizado em todos os tipos de pacientes, humanos e animais.

3.1 Metodologia para Desenvolvimento da Máscara de Furação para humanos

A máscara de furação que garante a centragem da furação da cabeça femoral foi desenvolvida através de um planejamento computacional auxiliado por ferramentas de diagnóstico, como a tomografia computadorizada e software de desenho assistido por computador.

3.1.1 Obtenção do modelo computacional do fêmur humano

Para a obtenção do modelo computacional tridimensional utilizou-se o arquivos de tomografias computadorizadas em extensão (.DICON) do paciente, o qual é importado pelo programa *Mimics - Materialise*, em uma versão de teste. A imagem tomográfica é gerada em um modelo 3D da estrutura óssea em um arquivo de extensão ".STL" do fêmur. Esse modelo é minuciosamente analisado para definir o ângulo de furação, sendo submetidos à simulação numérica de usinagem e esforço de carga computacional previamente a

prototipagem. Os passos iniciais para obtenção do modelo tridimensional são ilustrados na figura 3.1.

Figura 3.1 - Obtenção do modelo tridimensional a partir da tomografia e definição do ângulo de furação.

3.1.2 Projeto conceitual da máscara de furação centralizada para humanos

Para a implantação correta de uma prótese de recapeamento do quadril é necessária a realização precisa de um furo centralizado na cabeça e colo femoral. A solução proposta para essa etapa da cirurgia refere-se a um guia personalizado máscara de furação precisa para furação centralizada da cabeça e colo femoral, de acordo com a angulação deste em cada paciente. Essa máscara de furação é manufaturada por prototipagem rápida funcional.

O ângulo de furação é previamente definido com auxílio de software de desenho tridimensional, no caso Solid Edge ST4 versão acadêmica. A furação centralizada soluciona uma das maiores causas de fratura do colo femoral no pós-cirúrgico, centralizando o carregamento de carga e evitando estresse de carga pontual. A linha de furação define a angulação do furo guia da máscara de furação e, assim, preserva totalmente os aspectos anatômico e histológico da estrutura óssea.

3.1.3 Obtenção do modelo tridimensional da máscara de furação centralizada para humanos

Após a obtenção do modelo ósseo e definido o ângulo e diâmetro da furação, a máscara é projetada com esses dados de angulação do colo femoral, onde é realizado o furo guia da máscara, na posição dessas coordenadas geométricas. A imagem do osso é posicionada e centralizada na máscara de furação, sendo realizada uma operação booleana *Magics Materialize*, conforme ilustram as figuras 3.2 e 3.3.

A máscara é projetada como um sólido maciço bipartido com pinos guia de montagem. Nesta etapa, a máscara recebe um furo nas coordenadas ideais para guiar a furação do fêmur de cada paciente, com auxílio da imagem tridimensional do fêmur obtida através da tomografia.

Figura 3.2 – Posicionamento da máscara e do guia de furação.

Para que a geometria interna da máscara fique com a mesma geometria externa do osso é necessária à realização de uma operação booleana, que realiza a subtração geométrica computacional da parte interna da máscara (Figura 3.3).

Figura 3.3 - Ilustração da operação booleana para definição da geometria interna da máscara de furação.

3.1.4 Prototipagem rápida da máscara de furação centralizada para humanos

Após a obtenção do modelo tridimensional da máscara foi realizada a prototipagem rápida para obtenção do modelo físico da máscara de furação, utilizando uma impressora 3D (Zcorp) em gesso, e depois feita a infiltração com resina acrílica para aumentar a resistência do protótipo. A máscara deve, preferencialmente, é manufaturada em plásticos poliméricos tipo ABS. Nesse trabalho é utilizada uma impressora 3D em gesso, e para obter

o protótipo em resina foi realizada moldagem em silicone para obtenção de um protótipo funcional.

Através da prototipagem em gesso é realizada uma análise crítica das interferências para construção dos modelos de máscara, na qual é possível observar que a máscara deveria ser menor, pois a geometria óssea é muito complexa para encaixar a máscara obtida neste trabalho.

3.1.5 Descrição detalhada da máscara de furação centralizada para humanos

A máscara de furação é bipartida e cada uma das suas metades tem a superfície interna com geometria idêntica à respectiva parte da extremidade do osso que ela envolve. As duas metades são providas de conjuntos de pinos-guia em suas margens internas que permitem a firme fixação na extremidade do osso a ser preparado, quando ali inseridas. Dessa forma, elas envolvem a extremidade do osso com extrema segurança para ser realizada a operação de furação da cabeça ou extremidade articular desse osso.

A máscara apresenta uma furação-guia inerente a ela, sendo que, em ambas as metades, existem furos-guias que garantem com muita segurança o alinhamento e a centralização da broca, durante a furação na primeira fase da cirurgia de recapeamento (*resurfacing*) da extremidade ou cabeça do osso da articulação do quadril.

Assim, esse aparelho ou dispositivo ou equipamento cirúrgico fica aqui denominado de máscara personalizada para a furação cilíndrica da extremidade de ossos em geral ou, no caso, da cabeça do fêmur. O artefato aqui descrito facilita, aperfeiçoa e aumenta a precisão da centragem e do ângulo de furação, que é realizado na faixa de aproximadamente 123,0° a 135,0° para fêmures humanos, podendo variar em função do biótipo do paciente e para fêmures de cães entre 105,0° a 154,0° ou em função da raça do animal. O dispositivo pode ser usado também com tamanhos adequados e correspondentes para a artroplastia de quaisquer extremidades de ossos de articulações sinoviais de ossos humanos, curtos ou longos, esferoides ou não, ou de outros animais que necessitem de recapeamento (*resurfacing*).

3.1.6 Guia metálico de furação centralizada para humanos

Como a Máscara de furação é fabricada em materiais plásticos ou polimérico, tornou necessário o desenvolvimento de um guia metálico para aumentar a segurança do cirurgião durante o processo de furação (Figura 3.4).

Figura 3.4 - Guia metálico

Com o projeto do guia metálico, a estabilização do osso, durante o processo de furação da sua extremidade esferoide, é realizada manualmente e sem contato direto com o osso. Isso ocorre porque a máscara personalizada possui um guia metálico, com cabo rígido para manuseio e confecção em material metálico esterilizável, que é provido de estruturas circulares. Essas estruturas envolvem as extremidades das duas metades da máscara, permitindo ao cirurgião estabilizar o osso com uma das mãos e com a outra introduzir a broca no furo guia da máscara, para realizar a furação do osso com segurança. O guia confeccionado em material metálico esterilizável e resistente ao desgaste da broca impede o desalinhamento do furo nesta etapa da cirurgia, provendo fácil colocação, posicionamento e retirada da máscara, e auxiliando travamento das duas partes no processo de furação cilíndrica, realizada no centro da extremidade esferoide, de ossos longos ou curtos.

3.2 Brocas com Controle de Profundidade para furação centralizada em humanos

A ausência de brocas específicas, para a realização de furos em extremidade de ossos, estimulou um melhoramento das brocas convencionais para controlar a profundidade do furo. Nesta etapa, foi realizado estudo em banco de catálogos de fabricantes para definir a melhor broca, adicionando o controle na profundidade durante a furação, já que a profundidade do furo deve ser controlada de acordo com o tamanho da haste da prótese de recapeamento do quadril, gerando o menor trauma celular. O controle de profundidade da furação é simplesmente um ressalto no corpo da broca que define o quanto a broca deve penetrar, com segurança, no osso sendo furada durante esta primeira fase da artroplastia de recapeamento do quadril, animal e humano (Figura 3.5).

Figura 3.5 - Broca com controle de profundidade.

3.3 Fresa Multilaminar Sequencial para recapeamento coxofemoral humano

A fresa multilaminar sequencial foi desenvolvida para realizar a modelagem da extremidade proximal do fêmur em cirurgias de artroplastia de quadril. A modelagem da cabeça femoral é necessária para a implantação da prótese de recapeamento de quadril. A ferramenta modela a extremidade óssea em formato cilíndrico, com extremidade plana e chanfrada.

A modelagem da extremidade óssea com essa ferramenta ocorre de forma sequenciada, em que a operação de refilamento cilíndrico é seguida de chanfro e faceamento de topo e chanframento (Figuras 3.6 e 3.7).

3.3.1 Metodologia para desenvolvimento da Fresa multilaminar sequencial para recapeamento coxofemoral humano

O ferramental atualmente mais utilizado para modelagem óssea, em cirurgias de recapeamento de quadril, é o da *Corin*, citado anteriormente e que tem a funcionalidade comprometida devido à necessidade de troca de ferramentas durante a cirurgia, nas operações de refilar, chanfrar e plainar a cabeça femoral. A inovação deste trabalho através da criação da fresa multilaminar sequencial é o desenvolvimento de usinagem com menor morte celular, integrando o estado de arte biomédica de modelagem óssea, planejamento pré-operatório e instrumentos cirúrgicos personalizados, baseando-se no conhecimento do estado da arte de modelagem óssea, bem como biomecânica e análise, precisão, segurança e tempo de cirurgia.

Assim, a complexidade da cirurgia fica reduzida e a taxa de sobrevivência do implante ser aumentada. Além disso, o sistema fornece uma solução de baixo custo e praticamente viável com a integração de conhecimentos especializados de engenharia e biomecânica funcional para a melhoria da qualidade de vida dos pacientes, sejam eles humanos ou animais.

3.3.2 Projeto e fabricação da fresa multilaminar sequencial para recapeamento coxofemoral humano

O projeto da fresa multilaminar sequencial iniciou-se com a definição da geometria e diâmetro interno da prótese de recapeamento do quadril. Após a obtenção dos dados, foi elaborado o projeto conceitual no qual se obteve o croqui da ferramenta. Esse croqui foi realizado no software Corel Draw X4, versão original do Laboratório de Tribologia e Compósitos LTC-EESC-USP, e foi desenhado em escala real para facilitar a alimentação de um banco de dados para o projeto preliminar.

Figura 3.6 – Usinagem cilíndrica da cabeça femoral.

Em seguida foi realizado o projeto preliminar, utilizando o Solid Edge ST4 versão acadêmica, e analisada as interferências de construção, bem como a afiação das lâminas de usinagem. Com o projeto tridimensional concluído e através de uma simulação de funcionalidade mecânica computacional foi possível analisar a geometria da cabeça femoral após a usinagem com o uso desse ferramental, como pode ser observado na figura 3.7.

Figura 3.7- Faceamento e chanframento da cabeça femoral.

3.3.3 Descrição da fresa multilaminar sequencial para recapeamento coxofemoral humano

A fresa multilaminar sequencial é dividida em até quatro partes, sendo que no copo da fresa estão localizados circularmente os dentes da serra para refilamento da extremidade do osso. O copo ainda é roscado com rosca esquerda e/ou travas com pinos e parafusos na parte superior ou corpo da fresa, onde estão fixadas as laminas de corte de plainamento e chanframento ou arredondamento da extremidade do osso. Outras partes da fresa multilaminar ficam posicionadas verticalmente no centro geométrico, como o eixo de rotação que faz a conexão e acionamento da fresa com o mandril da furadeira cirúrgica ou aparato de acionamento manual. Esse eixo é provido, em sua extensão, de uma superfície cilíndrica lisa na forma de um pino guia cuja função é guiar com precisão a ferramenta durante a usinagem da extremidade do osso. Ao longo do procedimento cirúrgico, o pino guia é inserido no furo central do osso, previamente perfurado, para guiar o corte da fresa e das lâminas na conformação da extremidade óssea, adquirindo, assim, a geometria para ser assentada, com precisão, a prótese cirúrgica de recapeamento. Os componentes da fresa multilaminar sequencial podem ser observados na vista explodidas da figura 3.8.

Figura 3.8 - Vista explodida da fresa multilaminar sequencial.

3.4 Projeto de Ferramental e Próteses para recapeamento coxofemoral canino

O ferramental para a artroplastia canina foi desenvolvido para analisar a afiação e apresenta, propositalmente, cinco ferramentas separadas que realizam a modelagem do fêmur para colocação da prótese, incluindo a broca de furação e o alargador acetabular.

O guia de furação para a artroplastia de recapeamento do quadril canina foi desenvolvido buscando a centralização do furo com auxílio de radiografias, porém, não é personalizado devido aos arquivos de imagens tomográficas impossibilitarem o projeto de uma máscara personalizada para centralizar da furação. Todavia, a furação na artroplastia de recapeamento do quadril canina pode utilizar a metodologia da artroplastia de recapeamento do quadril humana, com a máscara de furação.

A figura 3.9 ilustra, através do projeto 3D, o ferramental para artroplastia de recapeamento do quadril canina. Na figura 3.9, da esquerda para a direita, encontra-se as ferramentas: broca de furação; fresa copo para refilamento cilíndrico da cabeça femoral; fresa de chanframento; fresa de plainamento; escareador acetabular (topo); guia de furação (base); parafusos de fixação; prótese de recapeamento (componente femoral e acetabular).

As ferramentas de refilamento cilíndrico, faceamento de topo e chanframento contêm pinos guias que centralizam no furo da cabeça femoral durante a usinagem.

Figura 3.9 – Projeto 3D do ferramental de usinagem e próteses para cães.

3.5 Fabricação da máscara de Furação para humanos

A máscara de furação foi prototipada em gesso na impressora 3D ZCorp, seguida de acabamento para a confecção do molde em resina de silicone P364/2 - translúcida para que sejam fabricados protótipos funcionais moldados em resina poliuretana SG 2000 LOW A. Após a obtenção do modelo ósseo 3D a máscara foi desenhada e dimensionada para centralizar um furo no centro da cabeça e colo femoral.

3.6 Fabricação da Fresa Multilaminar para Humanos

Nesta fase foi fabricado um protótipo em gesso. Esse protótipo será usado em testes de bancadas que definirão as interferências construtivas da fresa multilaminar sequencial. Através deste protótipo foi possível modificar o projeto para facilitar a usinagem de acabamento e a montagem da ferramenta.

3.7 Fabricação de protótipos funcionais para recapeamento coxofemoral canino

Nesta etapa do trabalho foram fabricados os protótipos funcionais para a realização dos testes de bancada, sendo a máscara de furação confeccionada em resina polimérica e a fresa multilaminar sequencial e a broca de furação especial, em aço inoxidável, de acordo com suas indicações para a fabricação de ferramentas cirúrgicas. O processo de fabricação definido para este trabalho foi a microfusão em “cera perdida” visando uma redução dos custos de fabricação. Nesse contexto as ferramentas de modelagem óssea foram microfundidas em aço inoxidável 420b e as próteses foram microfundidas em ASTM F75. Após o processo de microfusão as ferramentas foram temperadas e revenidas e

posteriormente afiadas, já as próteses foram microfundidas e alívio de tensões com tratamento térmico para ser usinadas com precisão.

3.8 Adaptação de um controle de profundidade da broca helicoidal para recapeamento coxofemoral canino

Após seleção do modelo correto da broca de furação cilíndrica, serão realizadas modificações para que haja um controle preciso e ajustável da profundidade da furação. As modificações consistem em criar uma rosca com estampa de controle de profundidade, que poderá ser ajustada pela porta de segurança disposta nessa mesma rosca. Essa broca foi inicialmente microfundida para obtenção do corpo cilíndrico com base sextavada e posteriormente levado o “blanque” microfundido para ser usinado o helicóide da broca.

3.9 Testes de Bancadas para modelagem de replicas de ossos de fêmur e acetábulo caninos

Os testes de bancadas tem o objetivo de desenvolver os dados de afiação e corte das ferramentas de usinagem do osso, bem como a avaliação da centralização do furo auxiliado pela máscara. Eles serão realizados em modelos idênticos aos ossos fabricados em resina poliuretana SG 2000 LOW A e moldados com molde de resina de silicone P364/2 - translúcida.

Os testes e ensaios são realizados em modelos idênticos ao osso fêmur de humanos e cães, utilizando os instrumentais cirúrgicos desenvolvidos para verificar a funcionalidade das ferramentas e a biomecânica articular da prótese de recapeamento do quadril.

4 RESULTADOS

Os resultados obtidos decorrem do projeto apresentado na metodologia deste trabalho, mostrando como foi realizada a fabricação das peças projetadas durante todo o seu desenvolvimento.

4.1 Prototipagem do Ferramental para Humanos

Como a viabilidade de uso para ferramentas cirúrgicas em humanos depende de autorização da ANVISA no Brasil, foi optado para esse trabalho apenas desenvolver em nível de protótipos em prototipagem rápida para avaliar as interferências projetuais reduzindo os custos da pesquisa. Porém, foi decidido que seria dado seguimento as ferramentas e próteses para animais em nível de produto acabado para assim iniciar testes para levantar resultados de aplicação.

4.1.1 Prototipagem da máscara de furação para Humanos

Figura 4.1 - Máscara de furação para centralização do furo guia.

A Figura 4.1 mostra que a máscara teve seu projeto alterado devido à complexidade da geometria do fêmur. Inicialmente (Figura 3.3) a máscara não encaixou adequadamente

após a prototipagem, pois os acidentes anatômicos, como trocânter maior e menor, impediram seu encaixe perfeito, o que levou à alteração do seu tamanho, para cobrir apenas a cabeça e parte do colo femoral, conforme figura 4.1.

4.1.2 Prototipagem da fresa Multilaminar sequencial para Humanos

A prototipagem em gesso da fresa multilaminar sequencial foi realizada, na impressora 3D ZCorp Z130 do LTC–Laboratório de Tribologia e Compósitos, para poder avaliar as interfaces de construção. Com a obtenção do modelo da ferramenta foi possível aprovar os desenhos para a fabricação, que serão realizados nos trabalhos futuros para testes de usinagem. A figura 4.2 ilustra a fresa multilaminar sequencial prototipada em gesso, simulando a usinagem da cabeça femoral.

Figura 4.2 - Protótipo em gesso simulando usinagem.

4.1.3 Prototipagem da prótese de recapeamento coxofemoral canino

A prototipagem em gesso da prótese de recapeamento do quadril canina foi realizada, na impressora 3D ZCorp Z130 do LTC–Laboratório de Tribologia e Compósitos, para poder avaliar as interfaces de construção e passar para a fase de fabricação em metal. Com a obtenção do modelo da prótese foi possível aprovar os desenhos para a fabricação, que foram utilizados para a fabricação das próteses em ASTM F75 e os parâmetros de usinagem. A figura 4.3 ilustra a prótese de recapeamento do quadril canina prototipada em gesso, comparando com o osso normal.

Figura 4.3 - Prótese prototipada em gesso comparada com uma réplica óssea.

4.2 Fabricação do Ferramental e Prótese para Recapeamento Coxofemoral Canino

Após o termino dos desenhos do ferramental cirúrgico e prótese para artroplastia de recapeamento do quadril e a prototipagem para analisar as interferências de fabricação foi dado andamento no processo de fabricação das peças, Inicialmente foram realizadas uma análise financeira do processo que melhor atenderia as especificações de projeto e que teria o menor custo de fabricação em uma linha de produção. Nesse contexto, o processo de microfusão foi selecionado, pois apresentam vantagens que se resumem em um processo mais rápido, possui melhor acabamento, e o custo é menor. Este processo também é conhecido como técnica da “Cera Perdida ou “Fundição de Precisão”,

A seleção dos materiais para fabricação destas ferramentas foi realizada de acordo com as normas de produtos internacionais. Nesse caso, para as ferramentas que realizarão as operações de usinagem foi definida a utilização do aço inoxidável martensítico do tipo AISI-420 sob orientação das normas ASTM (F 1744-96 e A 484M-03a). Já, para as próteses de recapeamento de quadril metal-metal foi definido a utilização de uma liga de Cromo-Cobalto-Molibdênio conforme norma ASTM F75 – 12. Esta norma traz especificações que abrangem os requisitos para peças microfundidas da liga cobalto-28chromium-6molybdenum (UNS R30075) para aplicação em produtos para aplicações de implantes cirúrgicos.

O processo de microfusão exigiu o projeto e a fabricação de molde de alumínio usinado para injeção da cera com canais de alimentação, conforme ilustram as figuras 4.3 a

4.5. Para o projeto dos moldes foram separadas as peças do ferramental para a artroplastia de recapeamento do quadril de acordo com o material utilizado devido formato do canal de alimentação.

Figura 4.3 – Molde de alumínio para injeção da cera das ferramentas de usinagem.

Figura 4.4 – Molde de alumínio fabricado para injeção da cera das próteses.

Figura 4.5 - Molde de alumínio para injeção da cera e injetora utilizada no processo de injeção de cera.

Posteriormente foi realizada a injeção das peças em cacho, conforme mostra a figura 4.6.. Nesse processo é definido um canal de alimentação para o cacho e as peças são fundidas com calor formando o cacho para derramamento do metal líquido. Esse cacho montado é revestido com tinta cerâmica à base de alumina. A figura 4.6 ilustra o cacho em cera revestida com alumina das fresas e brocas de usinagem da cabeça femoral e cavidade acetabular. Já a Figura 4.7 mostra o canal de alimentação do cacho em cera e fresa copo de refilamento cilíndrico da cabeça femoral. Todos os cachos das ferramentas bem como os das próteses de recapeamento são revestidos com tinta a base de cerâmica conforme mostra a figura 4.8.

Figura 4.6 – Peças de ceras injetadas no molde de alumínio

Figura 4.7 – Canal de alimentação e cacho da fresa copo.

Em seguida a montagem do cacho com a fixação das peças no canal de alimentação o cacho é imerso em um tambor com tinta cerâmica em temperatura de aproximadamente 5°C, conforme figura 4.8.

Figura 4.8 – Tambor com tinta cerâmica e imersão do cacho no tambor.

Após várias imersões do cacho na tinta cerâmica a base de alumina o cacho fica todo revestido necessitando ser sinterizado para assim ser derramado o metal liquido no cacho revestido. Essa sinterização é realizada a 1700°C em forno específico (Figura 4.9) e toda a cera é derretida e retirada do cacho, ficando apenas o negativo das peças a serem microfundidas.

Figura 4.9 – Cacho sinterizado sem cera e forno de sinterização utilizado para o processo de microfusão.

Após a fabricação do molde em cerâmica o metal é aquecido em um forno de alta temperatura (Figura 4.9) e em seguida é derramado no cacho cerâmico. O derramamento é

realizado em um tambor com areia para que o calor seja dissipado eliminando a formação de trincas no cacho e consequentemente falhas no processo, conforme figura 4.10.

Figura 4.10 – Derramamento do metal no cacho em um tambor de areia.

Após o derramamento do metal no cacho, este é resfriado lentamente até atingir a temperatura ambiente e em seguida o cacho cerâmico é quebrado e obtidas as peças microfundidas brutas. Os cachos cerâmicos foram quebrados em maquina vibratória conforme mostra a figura 4.11.

Figura 4.11 – Maquina vibratória para quebrar o cacho cerâmico para obter as peças microfundidas.

4.3 Alterações e Observações do Projeto em Decorência do Processo de Microfusão para Recapeamento Coxofemoral Canino

Após o término do projeto do ferramental cirúrgico e prótese de recapeamento do quadril canina de metal-metal, decidiu-se realizar o processo de fabricação das próteses através do processo de microfusão em “cera perdida”. Então foram realizados vários

brainstormings para a correta definição das características de fabricação de acordo com a geometria das peças.

4.3.1 Guia de furação para Recapeamento Coxofemoral Canino

Devido sua geometria característica, os guias de furação centralizada necessitaram ser microfundidos sem os furos laterais para travamento e o furo guia, pois devido a precisão dessa operação durante a cirurgia é necessário realizar uma calibração da parte superior do guia para assim proceder com a usinagem para furo (guia) principal e os furos com roscas para travamento.

Foi realizado também para essa peça, o endurecimento para 52,5HC previamente a usinagem para que o furo principal não sofra desgaste significativo durante a furação do osso. Após a têmpera e revenimento o guia de furação recebeu o processo final de polimento. Para o polimento foi previsto um sobremetal de 0,3 mm para assim garantir a precisão dimensional do guia após todos os processos.

O canal de injeção do guia de furação foi definido na face superior da peça, pois nessa parte é usinado o furo guia e com isso remover todo o canal de injeção do metal. A figura 4.12 ilustra o guia de furação da cabeça femoral obtido pelos processos descritos.

Figura 4.12 - Guia de furação usinado e polido

4.3.2 Broca com controle de profundidade para Recapeamento Coxofemoral Canino

A fabricação da broca com controle de profundidade iniciou-se com o tratamento térmico realizado através de tempera e revenimento, onde obteve-se um endurecimento de 52,5 HC. Após a têmpera a broca recebeu acabamento superficial que pode ser vibro acabamento ou eletro polimento e para isso foi necessário prever um sobremetal de 0,5 mm. A usinagem do helicóide da broca foi realizada em um blaque cilindro calibrado com

batente, e devido a erros na calibração de peças cilíndricas microfundidas foi necessário adicionar sobremetal de 2,0 mm superior ao diâmetro da broca acabada.

O processo de usinagem iniciou com a retificação do corpo da broca para adquirir a medida requerida, depois de retificada, a broca foi usinada em uma máquina da *Michael-Deckel* S20 para realização da usinagem do helicóide e da ponta da broca. Devido ao raio necessário para o processo de microfusão, foi necessário elevar-se o batente de controle de profundidade em $r/2$ para deixar livre a saída dos rebolos da máquina de usinagem *Michael-Deckel* S20 durante a usinagem. A figura 4.13 ilustra a broca de furação com controle de profundidade obtida.

O ângulo da ponta dessa broca é de 90° e o ângulo do helicóide de 23° o controle de profundidade é realizado com o batente localizado no centro da broca.

Figura 4.13 – Broca com controle de profundidade para furação centralizada da cabeça femoral.

4.3.3 Prótese de recapeamento do quadril canina para Recapeamento Coxofemoral Canino

Devido às condições do processo de microfusão da liga cromo-cobalto F75 apresentar bom acabamento, a parte interna e haste da prótese femoral para artroplastia de recapeamento do quadril em metal-metal não recebeu nenhum tratamento térmico e nenhum acabamento superficial. Foi realizado apenas o jateamento da parte interna e haste para remover impurezas do processo de microfusão. O processo de microfusão impõe que a haste da prótese femoral tenha geometria cônica para facilitar a injeção da cera perdida pré-fundição (Figura 4.24).

Para a prótese femoral foi adicionado sobremetal na face externa na espessura de 0,5 mm para usinagem (ajuste de tolerância). A microfusão impõe uma tolerância de 0,2 mm, o que inviabiliza finalizar a peça somente na microfusão, portanto é realizada uma

usinagem de precisão para deixar a prótese na dimensão exigida para realizar propriamente a sua furação.

Figura 4.14 – Prótese de recapeamento femoral microfundida e usinada.

4.3.4 Prótese acetábulo para Recapeamento Coxofemoral Canino

O material utilizado para a fabricação das próteses acetabular foi a liga de cromo-cobalto F75. Nesse contexto, o processo de microfusão garante o perímetro externo sem nenhum tratamento, porém com acerto (usinagem) no ponto da injeção de metal e jateamento. Na parte interna foi previsto sobremetal na face interna de 0,5 mm para usinagem (ajuste de tolerância). A tolerância no diâmetro imposta pela microfusão não é aceita para o correto funcionamento do par de próteses. As espessuras dos “olhais” foram aumentadas para aumentar a resistência da peça após a fixação mecânica com parafusos. A prótese acetabular microfundida é ilustrada pela figura 4.15.

A fixação desta prótese é por fixação híbrida, ou seja, é fixada por cimento acrílico associado à fixação mecânica por parafusos. A fixação por parafusos é realizada com parafusos bloqueados que atravessam os furos dos olhais da prótese e fixam no osso cortical da pelve ao redor do acetábulo.

Figura 4.15 – Prótese femoral obtida por processo de microfusão.

4.3.5 Fresa acetábulo para Recapeamento Coxofemoral Canino

A microfusão da fresa acetabular mostrada na figura 4.16 foi feita sem aresta de corte, em molde previsto com gavetas laterais. Foi acrescentado sobremetal no lado externo da aresta de corte para garantir a presença de material para afiação da aresta de corte, posteriormente. O canal de injeção foi realizado pela extremidade da fixação na furadeira.

A fresa acetabular é provida de uma ponta que auxilia na usinagem, mantendo o alinhamento durante a usinagem do acetábulo, a afiação das arestas de corte dessa ferramenta foi realizada de forma a deixar o ângulo de saída de 15° e ângulo de folga de 10°.

Figura 4.16 – Fresa acetabular

4.3.6 Fresa de chanframento para Recapeamento Coxofemoral Canino

A fresa de chanframento da figura 4.17 foi fabricada seguindo os mesmos processos já descritos. Em particular durante a microfusão buscou-se manter todos os raios internos arredondados e os cantos do sextavado arredondados para simplificar a fabricação. Foi realizado o endurecimento e Eletropolimento. Devido o Eletropolimento não foi necessário o sobremetal, a menos na face da afiação (ângulo de saída). Para isso previu-se o aumento dos raios após a aresta de corte de 1,0 mm (diâmetro 2,0 mm) para 2,0 mm ou 3,0 mm. O canal de injeção foi mantido na extremidade do lado de fixação da furadeira. A afiação das arestas de corte dessa ferramenta foi realizada de forma a deixar o ângulo de saída de 15° e ângulo de folga de 10°.

Figura 4.17 – Fresa de chanframento.

4.3.7 Fresa de faceamento para Recapeamento Coxofemoral Canino

A fresa de faceamento recebeu para sua fabricação tratamento idêntico ao da fresa de chanframento. Todos os raios internos foram arredondados e os cantos sextavados também foram arredondados para simplificar a fabricação. Esta fresa recebeu o endurecimento e eletropolimento, sem a necessidade de sobremetal, a menos na face da afiação (ângulo de saída). Os raios da aresta de corte foi aumentado de 1 mm (Diâmetro 2,0 mm) para 2,0 mm ou 3,0 mm. O canal de injeção foi mantido na extremidade do lado de fixação da furadeira, conforme figura 4.18. a afiação das arestas de corte dessa ferramenta foi realizada de forma a deixar o ângulo de saída de 15° e ângulo de folga de 10°.

Figura 4.18 - Fresa de topo

4.3.8 Eixo da fresa copo para Recapeamento Coxofemoral Canino

Relativamente a fresa copo para refilamento cilíndrico da cabeça femoral, mostrada na figura 4.19, foi previsto sobremetal para usinagem da rosca, bem como endurecimento e

eletropolimento. Devido o eletropolimento não há necessidade de sobremetal no restante da peça. O canal de injeção foi mantido na extremidade de fixação na furadeira.

Figura 4.19 – Eixo da fresa copo microfundido

4.3.9 Copo da fresa para Recapeamento Coxofemoral Canino

O copo da fresa copo de refilamento cilíndrico foi afiado em sua aresta de corte ou serra de usinagem. Para isso previu-se o sobremetal o sobremetal na aresta de corte para usinagem e fabricação. Essa ferramenta teve seu numero de dentes usinados com a afiação das arestas de corte de forma a deixar o ângulo de saída de 15° e ângulo de folga de 10°.

Figura 4.20 – Fresa copo de refilamento cilíndrico com guia de centralização de usinagem.

4.4 Tratamentos Térmicos Realizados nas Ferramentas para Recapeamento Coxofemoral Canino

Os procedimentos de tratamentos térmicos realizados nesse trabalho seguem os procedimentos descritos no manual da VILLARES METALS (2010), sendo que para as peças microfundidas brutas foram necessários três processos de tratamento térmico, o recozimento, a têmpera e o revenimento.

O recozimento foi realizado visando-se aliviar tensões da microfusão e diminuir a dureza para realizar a calibração das ferramentas de usinagem. Nesse contexto foi seguido o procedimento relativos ao aço VC-150. Nesse contexto as peças foram amarradas com arame liso para que fosse formado um cacho para tratamento térmico. O cacho microfundido bruto foi aquecido até 760°C e mantido durante seis horas nessa temperatura e resfriado muito lentamente no forno. Esse procedimento é indicado para melhorar a usinabilidade. As peças recozidas foram para o processo de calibração de batida em um torno Nardini manual, pois as ferramentas de usinagem giratórias como essas precisam ser calibradas após a microfusão.

Após a calibração as peças receberam tratamento térmico onde foi realizada a tempera e o revenimento sequencialmente para aumentar a dureza do ferramental evitando assim desgastes, deformações entre outros defeitos relacionados à baixa dureza. Nesse contexto, as peças foram aquecidas lentamente até 980°C e mantidas cerca de meia hora nessa temperatura e o resfriamento foi realizado com ar soprado seguindo as instruções para peças pequenas.

Figura 4.21 - Tratamento térmico: peças e fornos.

O revenimento foi realizado imediatamente após a têmpera, para evitar a ocorrência de trincas térmicas. A temperatura utilizada foi de 350°C evitando assim temperaturas críticas (420 e 600°C), pois o revenimento realizado entre essas temperaturas tende a produzir fragilidade e uma brusca queda da resistência à corrosão, conforme especificação do manual da VILLARES METALS, 2010, conforme figura 4.22..

Figura 4.21 – Diagrama indicativo das características mecânicas alcançadas em diferentes temperaturas de revenimento (VILLARES METALS, 2010).

4.5 Testes de Dureza nas ferramentas para Recapeamento Coxofemoral Canino

Após a tempera e revenimento foram realizados ensaios normalizados de dureza Rockwell (Dureza de Materiais Metálicos para o aço AISI 420b), em um durometro de ponto. Foram anaizados quatro pontos nas ferramentas de usinagem de modo que foram divididas da seguinte forma: dois pontos no corpo da ferramenta e dois nas abas de corte. A dureza obtida após o revenimento foi de 52,5 Rockwell C.

4.6 Análise dos Materiais das próteses e ferramental para Recapeamento Coxofemoral Canino

A análise da composição do material das ferramentas AISI 420b foram feitas em um espectrometro de emissão óptica ESP-001 calibrado em 23/08/2014. O procedimento utilizado para realizar essa análise foi IT PRO 05 em condições ambientais de 22°C e umidade de 43%. Os resultados obtidos nas análises são mostrados na figura 4.22.

COMPOSIÇÃO QUÍMICA %												
Especificado:												
C	Si	Mn	P	S	Cr	Mo	Ni	W	Al	Ti	N	Fe
0,20	1,50	1,00	0,040	0,040	11,50	0,50	1,00	-	-	-	-	base
0,40					14,00							
Resultado:												
C	Si	Mn	P	S	Cr	Mo	Ni	W	Al	Ti	N	Fe
0,33	1,29	0,85	0,020	0,004	13,13	0,23	0,05	-	-	-	-	base

Figura 4.22 – Análise química do aço AISI 420b

Foram realizadas análises para avaliar as propriedades mecânicas das amostras utilizando um equipamento TR-001, máquina universal de ensaios DL10000 seguindo as orientações presentes na norma ASTM E8 (Figura 4.23).

PROPRIEDADES MECÂNICAS			
Especificado:			
Limite de Resistência (MPa)	Limite de Escoamento (MPa)	Alongamento %	Redução de Área %
1394-1551	896-1448	5	---
Resultado:			
Limite de Resistência (MPa)	Limite de Escoamento (MPa)	Alongamento %	Redução de Área %
---	---	---	---

Figura 4.23 – Propriedades mecânicas do aço AISI 420b.

Para analisar o nível de porosidade ou falha da microfusão bruta foram realizados procedimentos adicionais como o do líquido penetrante conforme norma de referência ASTM E165 – 09. Esse teste de penetração é um método de teste não destrutivo para a detecção de descontinuidades abertas na superfície da peça, como trincas, costuras, voltas, fecha frio, encolhimento, laminações, através de vazamentos ou falta de fusão e é aplicado no final do processo de microfusão (Figura 4.24).

TESTES ADICIONAIS			
Líquido Penetrante			
Peças Ensaçadas	Peças Aprovadas	Peças Reprovadas	Responsavel
---	---	---	---
Norma de referência ASTM E165 - 09			
Dureza			
Especificado	Resultado		

Figura 4.24 – Quadro de referência dos testes adicionais para líquido penetrante.

Analogamente as peças do ferramental, as próteses acetabular e femoral para a artroplastia de recapeamento do quadril canina, tiveram suas composições analisadas para validar a presença da liga de cromo-cobalto ASTM-F75 e o grau de pureza desse material. As análises foram realizadas através de um espectrômetro de emissão óptica ESP-001 calibrado em 23/08/2014. O procedimento utilizado para realizar essa análise foi IT PRO 05 em condições ambientais de 22°C e umidade de 43% (Figura 4.25).

COMPOSIÇÃO QUÍMICA %															
Especificado:	C	Si	Mn	P	S	Cr	Ni	Mo	Fe	W	Ti	Al	B	N	Co
	0,35	1,00	1,00	0,020	0,0100	27,00	0,50	5,00	0,75	0,20	0,10	0,10	0,010	0,25	Base
						30,00		7,00							
Resultado:	C	Si	Mn	P	S	Cr	Ni	Mo	Fe	W	Ti	Al	B	N	Co
	0,17	0,90	0,86	0,001	0,007	27,48	0,42	6,45	0,57	0,13	0,001	0,0005	0,002	0,19	Base

Figura 4.25 – Composição química das próteses de recapeamento do quadril

As propriedades mecânicas das próteses foram aferidas utilizando uma máquina universal de ensaios DL10000 – Calibração válida até 04/07/2015, em condições ambientais: temperatura 22 °C e umidade 43%. Assim como as ferramentas cirúrgicas foram analisadas com a orientação da Norma de referência ASTM E8 (Figura 4.26).

Figura 4.26 – Tensão de escoamento do aço ASTM F75 realizado com as próteses.

Para realizar a solubilização e alívio de tensão as peças foram colocadas no forno a uma temperatura 900°C obtendo-se os resultados mostrados na figura 4.27.

Especificado			
Limite de Resistência (MPa)	Limite de Escoamento (MPa)	Alongamento %	Redução de Área %
655 min.	450 min.	8 min.	8 min.

Resultado:			
Limite de Resistência (MPa)	Limite de Escoamento (MPa)	Alongamento %	Redução de Área %
936,0	603,7	20,29	15,26

Figura 4.27 – Características mecânicas das próteses.

Assim como as ferramentas as próteses passaram pelo teste de líquido penetrante sob orientação da norma ASTM E165, bem como foram realizados testes de dureza com um durometro pontual. Nesse contexto, foram realizadas três pontos sendo, dois nas extremidades e um no centro da peça. Os resultados obtidos ficaram dentro do esperado após o alívio de tensão, conforme mostra a figura 4.28.

Dureza	Especificado	Resultado (MEDIA 3 PONTOS)
HRC	25 - 35	29

Figura 4.28 – Dureza do aço ASTM F75 utilizado na fabricação das próteses.

4.7 Acabamento Superficial do ferramental para Recapeamento Coxofemoral Canino

4.7.1 Acabamento superficial por vibro-acabamento

Para melhorar o acabamento da superfície das peças em AISI420b microfundidas brutas foram utilizados processos como vibro polimento, eletro polimento e polimento manual. Conforme mostra as figuras 4.29 a 4.31 o vibro-acabamento foi realizado em um equipamento Vib Circular de 30 Litros, com chips cerâmicos triangulares chanfrados (19x19) e pasta abrasiva para rebarbação/afinação NC/RA no processo úmido e tempo de 4 horas em vazão fechada (aberta por 15 minutos para efetuar lavagem gotejando).

Figura 4.29 – Fresa de faceamento após 4 horas de vibro acabamento.

O segundo procedimento de vibro acabamento utilizou o Vib Circular de 30 Litros, com chips cerâmicos triangulares chanfrados (19x19) e pasta abrasiva para rebarbação/afinação NC/RA no processo úmido e tempo de 12 horas adicionado a mais 12 horas de vibro e acabamento, utilizaram-se chips de alumina elipse retos (10x4x10 mm) adicionados à pasta abrillantadora para polimento pf4, conforme mostra a figura 4.30.

Figura 4.30 – Eixo da fresa copo após 12 horas por vibro acabamento.

4.7.2 Acabamento superficial por Eletropolimento

O eletropolimento foi realizado para reduzir as micros asperezas que caracteriza a superfície de aço inox microfundido. Nesse contexto as peças foram submersas em ácidos do tanque da maquina de eletropolimento por 15 minutos para obter os resultados mostrados na figura 2.31.

Figura 4.31 – Fresa de chanfro após processo de Eletropolimento

4.8 Simulação da Cirurgia de Artroplastia de Recapeamento Coxofemoral Canino

Após a fabricação do ferramental e prótese de recapeamento para artroplastia de recapeamento de quadril canina foram realizados ensaios em modelos ósseos para comprovar a funcionalidade do desenvolvimento em laboratório, assim foram usinados em procedimentos seguindo passos mostrados na figura 4.32. Dessa forma foi possível avaliar que o ferramental cirurgico desenvolvido na realização as operações segundo sua funcionalidade.

Figura 4.32 – Estudo dos procedimentos cirúrgicos para implantação da prótese de recapeamento canina.

Os passos dos possíveis procedimentos cirúrgicos para a artroplastia de recapeamento do quadril canina mostrados nas Figuras 4.33 a 4.35 podem ser entendidos como se segue.

- I. Realização da incisão cirúrgica para ter acesso à articulação do quadril;
- II. Modelagem da cavidade acetabular para implantar a prótese acetabular;
- III. Implantação da prótese acetabular com fixação através de cimento acrílico, ou parafusos usando os olhais da prótese acetabular;
- IV. Posicionamento o guia de furação sobre a cabeça femoral e furação da cabeça femoral;
- V. É realizado o refilamento cilíndrico da cabeça femoral com fresa copo guiada pelo furo central do procedimento anterior;
- VI. Plainamento da cabeça femoral é realizado com a fresa de topo guiada pelo furo centralizado realizado no procedimento IV.
- VII. Chanframento da cabeça femoral realizado por último para acertar a geometria da cabeça femoral com a geometria interna da prótese;
- VIII. Implantação da prótese femoral com fixação através de cimento acrílico.

Figura 4.33 – Simulação da prótese após a cirurgia com prótese de recapeamento do quadril.

Figura 4.34 – Ferramental e próteses canina desenvolvidas e fabricadas neste trabalho.

Figura 4.35 – Estojo cirurgico com ferramental e próteses utilizados para uma artroplastia de recapeamento do quadril canina.

5 DISCUSSÃO

As próteses cirúrgicas do tipo resurfacing são consideradas por muitos como o desenvolvimento recente mais significativo na artroplastia de quadril. Ele preserva o estoque ósseo proximal do fêmur, faz a transferência de estresse para o fêmur proximal, e oferece estabilidade e movimentação mais fisiológicas. Os resultados iniciais do resurfacing de quadril apresentados nos anos 1970 e 1980 eram pobres, e o procedimento foi abandonado por meados dos anos 1980. O grande diâmetro da articulação combinada com copos de polietileno fino ou espeço resultou em um desgaste acelerado e produção de grandes volumes de resíduos de partículas biologicamente ativas, levando a perda óssea e afrouxamento do implante. O início fracassado das próteses cirúrgicas de quadril do tipo resurfacing era essencialmente uma consequência do uso de materiais inadequados, design pobres das próteses, instrumentação inadequada e técnica cirúrgica agressiva (GRIGORIS, *et al.* 2006). Neste contexto o desenvolvimento de um novo ferramental e próteses para recapeamento da articulação coxofemoral é de bastante importância para o desenvolvimento tecnológico. Embora no Brasil essa tecnologia de recapeamento coxofemoral humano ainda não é difundida essa técnica é restrita as hospitais especializados para esse procedimento.

Essa cirurgia de recapeamento coxofemoral têm procedimentos furação centralizada, modelagem cilíndrica e implantação da prótese de recapeamento. Neste contexto o processo de furação centralizada com ferramental padronizado pode gerar erros irreparáveis no decorrer da cirurgia. Os estudos demonstram que modelos individualizados podem fornecer um sistema mais preciso e confiável com ajuda de desenho assistido por computador para colocação do componente femoral da prótese de recapeamento do quadril (KUNZ, *et al.*, 2010).

O Trabalho manual cirúrgico convencional requer competências, como destreza motora fina ou habilidades, que são complementados por feedback visual e tátil. A cirurgia ortopédica assistida por computador visa melhorar a percepção de que um cirurgião tem de o cirúrgico campo e a manipulação operativa (SHENG, *et al.*, 2011). Assim neste trabalho foi desenvolvida uma máscara de furação centralizada a qual utiliza os dados tomográficos para gerar um modelo computacional que foi trabalhado para obtenção do protótipo em gesso. A máscara de furação personalizada elimina o erro no procedimento cirúrgico de recapeamento, pois é definido computacionalmente o posicionamento do furo.

Tomografias computadorizadas são muito adequados para a navegação cirúrgica, especialmente em ortopedia. Os ossos podem ser facilmente distinguido de qualquer outro tecido, e pode ser facilmente segmentado para fora. Os ossos são também as partes menos deformáveis do corpo e, portanto, as referências mais estáveis para navegação, possibilitando que diferentes fases do planejamento cirúrgico e execução a ser executou bem após a imagem do paciente. O planejamento pré-operatório geralmente é feito em três cortes transversais ortogonais feitas através do volume de tomografia computadorizada (SHENG, et al., 2011).

Os instrumentos cirúrgicos como o guia de perfuração comprovam a notável contribuição de modelagem biomédica na melhoria da qualidade do tratamento para os pacientes, especialmente, para as cirurgias complexas. Uma unidade de planejamento pré-operatório ajuda os cirurgiões a terem uma melhor compreensão da anatomia e status dos pacientes, fazendo a seleção do tamanho certo de um implante, determinando corretamente a orientação do mesmo e realizando simulações e ensaios da operação (HIEU, *et al.* 2010).

Têm se documentado que no procedimento de artroplastia de quadril com próteses de recapeamento é realizada uma usinagem, como refilamento cilíndrico, chanfro e faceamento do topo da cabeça femoral. A necessidade de troca de ferramentas durante a modelagem da cabeça femoral demora em média 3,5 horas e a eliminação da necessidade de troca de ferramenta pode reduzir em até 1 hora o tempo da cirurgia. Essa redução no tempo de cirurgia pode aumentar a taxa de sucesso e diminuir risco de infecção por exposição. Este trabalho desenvolveu uma fresa multilaminar sequencial a qual elimina a troca de ferramentas durante a modelagem da cabeça femoral, reduzindo significativamente o tempo final da cirurgia. Embora este trabalho realizou apenas a fabricação do protótipo em gesso, foi possível observar as interferências construtivas para os trabalhos futuros.

Paralelamente o desenvolvimento humano de ferramental e prótese de recapeamento humano, este trabalho desenvolveu um ferramental e prótese para ser utilizado em cães. Embora essa técnica de recapeamento coxofemoral humano seja bastante reconhecido internacionalmente, até a realização do presente trabalho não foi desenvolvido ferramental e prótese para recapeamento coxofemoral canino. No Brasil, a técnica de artroplastia convencional ainda é pouco difundida, principalmente por tratar-se de um procedimento que exige importação dos componentes do implante e treinamento especializado. O desenvolvimento de implantes nacionais e instrumental cirúrgico adequado e seguro são de fundamental importância na difusão da artroplastia canina, pois permitiria maior disponibilidade de material cirúrgico, instrumental cirúrgico adequado e eliminaria em parte a limitação financeira. Além disso, o estudo contínuo e sistemático de sua aplicação

possibilitaria a capacitação e o aprimoramento desta técnica na Medicina Veterinária Brasileira (MINTO, *et al.*, 2008).

A escolha do aço inoxidável martensítico para fabricação dos ferramentais cirúrgicos para ser utilizado em artroplastia coxofemoral é devido esse aço ser indicado para tal função. O aço inox 420B é um aço-cromo martensítico utilizado principalmente em instrumentos cirúrgicos e dentários, peças de máquinas, moldes para plástico e indústria de vidro (CIUCCIO, *et al.*, 2010).

No estado recozido a microestrutura do Aço Inoxidável Martensítico Tipo AISI 420 é composta de ferrita e uma dispersão de carbonetos. Na têmpera ocorre a dissolução parcial destes carbonetos, responsável pelo aumento da dureza da martensita com o aumento na temperatura de austenitização. O aumento na fração de austenita retida diminui a dureza após a têmpera após austenitização a 1050°C. O revenimento deste aço acima de 450°C mostra a presença do pico de endurecimento secundário na faixa de aproximadamente 500°C e uma diminuição da dureza para temperaturas superiores ao pico, especialmente após 540°C. A resistência à corrosão do Tipo AISI 420, nos experimentos realizados neste trabalho, apresentam-se dependentes de diferentes mecanismos: No estado temperado, a solubilização de carbonetos de cromo eleva o teor de Cr dissolvido na matriz e eleva a resistência à corrosão, até a temperatura de austenitização de 1025°C. Entretanto, este aumento é minimizado pela geração crescente de tensões internas no reticulado cristalino da martensita virgem, provocada pela crescente supersaturação em carbono. Acima de 1025°C, a tensão interna gerada na têmpera é suficientemente elevada para se sobrepor ao efeito benéfico da dissolução de carbonetos e é o fenômeno responsável por uma diminuição da resistência à corrosão. A elevação da resistência à corrosão pela formação da austenita retida, verificado a 1100°C, confirma os mecanismos operantes. No revenimento a resistência à corrosão aumenta pelo alívio das tensões internas no reticulado, com a formação da martensita revenida. Na temperatura de 200°C este efeito é o predominante. No revenimento a 540°C, apesar de um intenso alívio de tensões a precipitação de carbonetos no endurecimento secundário impede um aumento adicional da resistência à corrosão (PINEDO, 2001). Conforme PINEDO, 2001 a dureza atingida para este aço situa-se na faixa de 48 – 52 HRC. O tratamento térmico realizado no ferramental neste trabalho obteve uma dureza em média de 52HRC conforme estabelece as características deste aço após a têmpera e revenimento.

O recozimento foi realizado visando-se aliviar tensões da microestrutura e diminuir a dureza para realizar a calibração das ferramentas de usinagem. Nesse contexto foi seguido

o procedimento relativos ao aço VC-150. Nesse contexto as peças foram amarradas com arame liso para que fosse formado um cacho para tratamento térmico. O cacho microfundido bruto foi aquecido até 760°C e mantido durante seis horas nessa temperatura e resfriado muito lentamente no forno. Esse procedimento é indicado para melhorar a usinabilidade. As peças recozidas foram para o processo de calibração de batida em um torno Nardini manual, pois as ferramentas de usinagem giratórias como essas precisam ser calibradas após a microfusão.

Após a calibração do ferramental foi realizada após o recozimento do aço, em seguida foi realizada a tempera e o revenimento sequencialmente para aumentar a dureza do ferramental evitando assim desgastes, deformações entre outros defeitos relacionados à baixa dureza. Nesse contexto, as peças foram aquecidas lentamente até 980°C e mantidas cerca de meia hora nessa temperatura e o resfriamento foi realizado com ar soprado seguindo as instruções para peças pequenas.

O revenimento foi realizado imediatamente após a têmpera, para evitar a ocorrência de trincas térmicas. A temperatura utilizada foi de 350°C evitando assim temperaturas críticas (420 e 600°C), pois o revenimento realizado entre essas temperaturas tende a produzir fragilidade e uma brusca queda da resistência à corrosão, conforme especificação do manual da VILLARES METALS, 2010.

Após a tempera e revenimento foram realizados ensaios normalizados de dureza Rockwell (Dureza de Materiais Metálicos para o aço AISI 420b), em um durometro de ponto. Foram analisados quatro pontos nas ferramentas de usinagem de modo que foram divididas da seguinte forma: dois pontos no corpo da ferramenta e dois nas abas de corte. A dureza obtida após o revenimento foi de 52,5 Rockwell C.

Pesquisadores do processo de furação afirmaram que quando se utiliza uma broca em aço inox com diâmetro de 3,5 mm com um ângulo de ponta de 90 ° e um ângulo de hélice de 23°. O diâmetro da broca foi variado de 1,5 mm e de 4,5 mm de acordo com a cirurgia ortopédica prática. O ângulo de ponta foi examinado no intervalo de 70-130° (Lee, et al., 2011). O ângulo da hélice foi investigado de 12-38°. Baseado neste estudo foi definido e usinado uma broca com ponta de ângulo 90°, pois o diâmetro da broca usinado foi de 4mm com um ângulo do helicóide de 23°.

5 Considerações Finais

É possível concluir que o trabalho realizado apresenta grande contribuição para o desenvolvimento tecnológico do País voltado a área de ortopedia humana e veterinária, contribui também para a formação de base tecnológica para desenvolvimento de novas ferramentas de usinagem ou prótese metálica. O processo de fabricação desenvolvido para ele trabalho viabiliza tecnicamente e economicamente a futura colocação desses produtos no mercado.

Com o projeto, desenvolvimento e fabricação de um protótipo em gesso da máscara de furação centralizada conclui-se que a metodologia aplicada neste projeto pode ser colocada em prática, e sua funcionalidade possibilitará eliminar os erros ocasionados no processo de furação em artroplastia de recapeamento do quadril.

É possível concluir que o desenvolvimento da fresa multilaminar sequencial abre nova alternativa para a realização da modelagem da cabeça femoral em menor tempo, pois realiza suas operações de forma sequencial e eliminar a necessidade de troca de ferramenta para modelar a cabeça femoral.

O desenvolvimento do ferramental e próteses metal-metal para a artroplastia de recapeamento do quadril canina trás uma nova alternativa minimamente invasiva para tratamento patologias da articulação coxofemoral de cães.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAMS, D. et al. Hip Resurfacing: Past, present and future. **Journal of Orthopedic Nursing**, v.9, p.87-94, 2005.

ALBUQUERQUE, H.P.C.; VIDAL, P.C. Prótese total de quadril: revisão dos conceitos atuais. **Rev. Bras. Ortop.**, v. 30, n. 4, 1995.

ALLAIN, J.; ROUDOT-THORAVALL, F.; DELECRIN, J.; ANRACT, P.; MIGAUD, H.; GOUTALLIER, D.; Revision Total Hip Arthroplasty Performed After Fracture of a Ceramic Femoral Head : A Multicenter Survivorship Study. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 85, i. 5, 2003.

AMSTUTZ, H. C.; GRIGORIS, P.; DOREY, F. J. Evolução e futuro da substituição da superfície da anca. **J Orthop Sci**, v. 3, p. 169-186, 1998.

AMSTUTZ, H. C.; Le DUFF, M. J. Background of metal-on-metal resurfacing. **J. Engineering in Medicine**, v. 220, p. 85-93, 2006.

AMSTUTZ, H.C. et al. Metal on metal hybrid surface arthroplasty: two to six-year follow-up study. **Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v. 86, n. 1, p. 28-39, 2004.

AMSTUTZ, H.C. et al. Metal-on-Metal hybrid surface arthroplasty: Surgical Technique. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, Needham, v. 8, p. 234-249, 2006.

AMSTUTZ, H.C. et al. Survival analysis of T-28 hip arthroplasty with clinical implications. **Orthopedic Clinics of North America**, Philadelphia, v. 19, n. 3, p. 491-503, 1988.

AMSTUTZ, H.C.; LE DUFF, M. J. Eleven years of experience with metal-on-metal hybrid hip resurfacing: a review of 1000 conserve plus. **J. Arthroplasty**. v. 10, p. 36-43, 2008.

AMSTUTZ, H. C. et al. Clinical and Radiographic Results of Metal-on-Metal Hip Resurfacing with a Minimum Ten-Year Follow-up. **J. Bone Joint Surg Am**, v.17, n.92, s.16, p. 2663-2671, 2010.

ANATOMIA DO QUADRIL. Disponível em: <http://www.medicinadoquadril.com.br/quadril>. Acesso em 03/12/2014.

ASTM F2582 – 14. ASTM International. **Standard Test Method for Impingement of Acetabular Prostheses**. Designation: F2582 – 2014, www.astm.org acesso em 10/06/2014.

AUGUSTIN, G., ZIGMAN, T.; DAVILA, S.; UDILLJAK, T.; STAROVESKI, T.; BREZAK, D.S. B. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. **Clinical Biomechanics**. v. 27, 313–325, 2012.

AUGUSTIN, G.; DAVILA, S.; UDILJAK, T.; VEDRINA, D.; BAGATIN, D. Determination of spatial distribution of increase in bone temperature during drilling by infrared thermography: preliminary report. **Arch Orthop Trauma Surg.** v. 129, p. 703–709, 2009.

BARTELT, R. B.; YUAN, B. J.; TROUSDALE, R. T.; SIERRA, R. J. The prevalence of groin pain after metal-on-metal total hip arthroplasty and total hip resurfacing. **Clin Orthop Relat** v. 9, n. 468, p. 2346-56, 2010.

BERGER, R.; KEYER, T. K.; KEPHART, D. S.; WALTHER, M. Synthes Gmbh (CH). **Guia de Broca Cirúrgica**, PI 0415419-3, 13/10/2004.

BERTIN, K. C.; FREEMAN, M. A.; MORSCHER, E.; OERI, A.; RING, P. A. Cementless acetabular replacement using a pegged polyethylene prosthesis. **Arch Orthop Trauma Surg.**, v. 4, n.104, p. 251-61, 1985.

BIOMEDTRIX, Catalog information. **Universal Total Hip System, Surgical Technique.sell sheet; universal hip system**, 2007.

CHARNLEY, J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. **J Bone Joint Surg**, n.42, p. 28-30, 1960.

CHARNLEY, J. Surgery of the hip joint – Present and future developments. **British Medical Journal**, p. 821-826, 1960.

CIUCCIO, R. L.; LUIZ, N. E. , FILHO, A. J.; MICHEL AISLAN DANTAS SOARES, M. A. D. Determinação das resistências à esterilização em autoclave, à corrosão e à exposição térmica de instrumental cirúrgico - estudo de caso. **Innov Implant J, Biomater Esthet**, São Paulo, v. 5, n. 2, 2010, p. 40-44.

COOK, J.L.; TOMLINSON, J.L.; CONSTANTINESCU, G.M. Pathophysiology, diagnosis, and treatment of canine hip dysplasia. **Compedium on Continuing Education for the Practicing Veterinarian**, v. 18, 1996, p. 853-867.

CORIN, Cormet Hip Resurfacing Prosthesis. **Orthopaedic and Rehabilitation Devices Panel of the Medical Devices Advisory Committee, Metal-on-Metal (MoM) hip arthroplasty systems**, June 27 and 28, 2012.

CUTTS, S.; CARTER, P. B. Hip resurfacing: a technology reborn. **Postgraduate Medical Journal**, v. 82, n. 974, p. 802-805, 2006.

DÂNGELO, J.G.; FATTINI, C.A. **Anatomia humana sistêmica e segmentar para o estudante de medicina**. Atheneu, 2. ed. São Paulo, 1998.

FOSSUM, T. W. **Cirurgia de pequenos animais**. Roca, São Paulo, 2002.

FRANKLIN, S. P. **Development of Biological Hip Resurfacing In Dogs**. A Dissertation Presented to the Faculty of the Graduate. School University of Missouri-Columbia, 2012.

GANZ, S. M.; JACKSON, J.; VANENKEVORT, B. Risk Factors for Femoral Fracture after Canine Press-FitCementless Total Hip Arthroplasty. **Veterinary Surgery**, v. 39, p. 688–695 2010.

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

GERD, W. Ceramic Femoral Head Retrieval Data.Clinical. **Orthopaedics & Related Research**. v. 379, p. 22-28, 2000.

GLUCK, T. Autoplastik-Transplantation-Implantation von Fremdkörpern Berl. **Klein. Wschr.** v.19, p.421-427, 1890.

GRIGORIS, P.; ROBERTS, P.; PANOUSIS K.; JIN, Z. Hip resurfacing arthroplasty: The evolution of contemporary designs. **Journal of Engineering in Medicine**. vol. 220 no. 2, February, 2006, p. 95-105.

GRIGORIS, P.; ROBERTS, P.; PANOUSIS K.; JIN, Z. Hip resurfacing arthroplasty: The evolution of contemporary designs. **Journal of Engineering in Medicine**, v. 220, n. 2, p. 95-105, 2006.

GRIGORIS, P.; ROBERTS, P.; PANOUSIS, K.; BOSCH, H.The Evolution of Hip Resurfacing Arthroplasty. **Proc. Inst. Mech. Eng.** v. 36, n. 2, p. 125–134, 2005.

GUELAT, D.; LECHOT, A.; PRECIMED, S. A. **Resurfacing Reamer With Cutting Struts**. US20080139563, 2008.

HAINES, T. G. Haines Timothy G and Hudson Surgical Design, INC. **Methods and apparatus for improved drilling and milling tools for resection**. US2006015116, 14/01/2004.

HAINES, T. G. Hudson Surgical Design Inc [US]. **Femoral Prosthetic Implant**. US2010185203, 05/05/2010.

HARDINGE, K. The direct lateral approach to the hip. **J Bone Joint Surg**, v. 64, p.17-19, 1981.

HARKESS, J.W.; DANIELS, A. U. **Introdução e visão geral**. Cirurgia ortopédica de Campbell. Manole, 10^a.ed, São Paulo, p.223-42, 2006.

HART A, J.; SKINNER J.A.; HENCKEL, J.; SAMPSON, B.; GORDON, F. Insufficient Acetabular Version Increases Blood Metal Ion Levels after Metal-on-metal Hip Resurfacing. **Clinical Orthopedics and Related Research**, v. 469, 2590–2597, 2011.

HARUTARO, T. Trabish Harutaro [US]. **Femoral head surgical resurfacing aid**. KR20100010026, 21/07/2010.

HAUPTMAN, J.; CARDINET, G. H.; MORGAN, J. P. et al. Angles of inclination and anteversion in hip dysplasia in the dog. **American Journal of Veterinary Research**, v.46, 1985, p. 2033-2036.

HIEU, L.C.; DUSSA, C.U; SINGHAL, K; HIEU, N.V.; OKEREKE, M.I.; ZLATOV, N. An optimal surgical aid system for Hip Resurfacing Arthroplasty. **Innovative Production Machines and Systems**, Novembro, 2010.

HILLERYA, M.T.; SHUAI, L. Temperature effects in the drilling of human and bovine bone. **Journal of Materials Processing Technology**. v. 92-93, p. 302-308, 1999.

HIP RESURFACING CERAMIC, **Mcminn Center**, 2012. Disponível em: <http://www.mcminncentre.co.uk/ceramic-birmingham-mid-head-resection.html>. Acesso em 12/04/2013.

HODGSON, A. INKPEN, K. B. Hodgson antony, Inkpen kevin bryant [CA]. **Method and Apparatus for Computer-Assisted Femoral Head Resurfacing**. US2008214960, 17/06/2005.

INTERSEAL®, 2014. **Sistema de Prótese Acetabular**. Disponível em: <http://www.ortho.microport.com/INTERSEAL>. Acesso em: 04/11/2014.

JEHN, C. T.; BERGH, M. S.; MANLEY, P. A. Orthogonal view analysis for evaluating the femoral component position of total hip implants in dogs using postoperative radiographs. **Vet Surg**, v. 32, p. 134-141, 2003.

KAPATKIN, A.S.; FORDYCE, H.H.; MAYHEW, P.D. et al. Canine hip dysplasia: The disease and its diagnosis. **Compendium on Continuing Education for the Practicing Veterinarian**, v.24, 2002, p.526-537.

KLINGER, C. E.; TORO ARBELAEZ, J. B. REVORTHO LLC. **Method and System for Modular Hip Resurfacing**. US2014316531 (A1). 2014/10/23.

KUNTZ, M.; USBECK, S.; PANDORF, T.; HEROS R. Ceramic Surface Engineering of the Articulating Surfaces Effectively Minimizes Wear and Corrosion of Metal-on-Metal Hip prostheses. **Tribology on total hip arthroplasty**. v.1, p. 25-40, 2011.

KUNZ, M.; RUDAN, J. F.; XENOYANNIS, G. L.; ELLIS, R. E. Computer-Assisted Hip Resurfacing Using Individualized Drill Templates. **The Journal of Arthroplasty**, v. 25, n. 4 2010.

KYON, Inc. **Zurich Cementless Total Hip Replacement**. Catalog Information, 2014.

LABRONICI, P. J., et al. Posicionamento do componente acetabular em próteses cimentadas - cálculo radiográfica. **Rev. bras. ortop.**, V. 48, n.1, p. 62-68, 2013.

LAGE, J. A.; FAGA, A. **Prótese de recapeamento (resurfacing) do quadril** – uma esperança para o paciente jovem e ativo – nossa impressão com os primeiros 50 casos. 2003. Disponível em:<<http://www.clinicalage.com.br/>>. Acessado em: 10.09.2014.

LEE, J.; RABIN, Y.; OZDOGANLAR, B. A new thermal model for bone drilling with applications to orthopaedic surgery. **Medical Engineering & Physics**, v. 33, p. 1234– 1244, 2011.

LOMBARDI, A. V.; BEREND, K. R.; SENG, B. E.; CLARKE, I.C.; ADAMS, B. J. Delta Ceramic-on-Alumina Ceramic Articulation in Primary THA: Prospective, Randomized FDA-IDE Study and Retrieval Analysis. **Clinical Orthopedics and Related Research**.v. 468, n. 2, p. 367-374, 2009.

LOUGHEAD, J.M. (2005). Comparison of offset in birmingham hip resurfacing and hybrid total hip arthroplasty. **Journal of Bone and Joint Surgery**, Londres, v. 87, n. 2, p.163-166, 2005.

MALCHAU, H.; HERBERTS, P.; EISLER, T. The Swedish total hip replacementregister. **J Bone Joint SurgicalAm**, v. 84, p. 2-20, 2002.

MATHARU, G. S.; MEHDIAN, R.; SETHI, D.; JEYS, L. Severe pelvic bone loss treated using a coned acetabular prosthesis with a stem extension inside the ilium. **ActaOrthop. Belg.**, v. 79, p. 680-688, 2013

McKEE, G.K.; WATSON-FARRAR, J. Replacement of arthritic hips by theMcKee-Farrar prosthesis. **J Bone Joint Surg**, v. 48, p. 245-259, 1966.

MCMINN, M. D. The Ceramic-on-Metal BMHR. Hip Resurfacing Birmingham UK. The McMinn Centre, April, 2012. Disponível em: <http://www.mcminncentre.co.uk/ceramic-birmingham-mid-head-resection.html> Acesso em 14/05/2014.

MICHAEL A. MONT, MD, PHILLIP S. RAGLAND, MD, GRACIA ETIENNE, MD, PHD, THORSTEN M. SEYLER, MD AND THOMAS P. SCHMALZRIED, MD. Hip Resurfacing Arthroplasty. **J Am Acad Orthop Surg**, v. 14, p. 454-463, 2006.

MINTO, B. W.; BRANDÃO, C. V. S.; PEREIRA, G. J. C.; STEAGALL, P. V. M.; MAMPRIM, M. J.; RANZAN, J. J. T.. Artroplastia total coxofemoral em cães. Estudo experimental com prótese nacional. **Ciência Rural**, Santa Maria, v. 38, n. 1, 2008, p. 136-142.

MONA, A.; RUSSELL, L. Biomet Uk Ltd [GB]. **Alignment tool for a femoral drill guide**. GB2475491, 18/11/2009.

MONT, M. A.; MARKER, D.R.; SMITH, J. M.; ULRICH, S.D.; MCGRATH, M.S.; Resurfacing is Comparable to Total Hip Arthroplasty at Short-term Followup. **Clinical Orthopedics and Related Research**. v. 1, n. 467, p. 66–71, 2009.

MOORE, A. T. Metal hip joint: a new self-locking vitallium prosthesis. **South Med**, v.11, j. 45, p. 1015-9, 1952.

MORAES, T. F. **Estudo de técnicas conceituais de recapeamento de quadril de cães**. Dissertação de Mestrado, Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de São Carlos, São Carlos, 2011.

MOSS. R. Histopathologic reaction of bone to surgicalcutting. **Oral Surq. Oral Zfed. Oral Pathol**. v. 17, p. 405-414, 1964.

NARANG, MEDICAL LIMITED, Hip Arthroplasty Disponível em: <<http://www.narang.com>>, acesso em 17/10/2014.

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

NEVELOES, J.; KRIKLER STEVEN, J. K. Corin LTD [GB]. **Head centering jig for femoral resurfacing**. US2010152742, 12/05/2010.

NISSEN, K. I. **The judet arthroplasty of the hip via gibson's lateral approach**. July 1952.

NOGLER, M.; PUTZER, D. A Simple Tool for the Adjustment of the Guide Wire Position in Hip Resurfacing. **Orthopaedic Surgery.Surgical Technology International XXII.Universal Medical Press, Inc. San Francisco**, December de 2012. ISBN: 1-890131-18-0.

OLMSTEAD, M.L.; SIDEBOTHAM, C. Premiliary report on a new canine modular total hip. **Veterinary Surgery**, Malden, v. 20, n. 5, p. 329-352, 1991.

PALASTANGA, N.; FIELD, D.; SOAMES, R.W. **Anatomia e Movimento Humano. Estrutura e função**. Manole, 3ª. Ed., São Paulo, 2000.

PARK, I.; KOEHLE M.; DEVEZA R. L. OTISMED CORP. HIP **Resurfacing Surgical Guide Tool**. TW200950744, 2009.

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

PETERSEN, S. **Hip replacement: Design and Developmet**. Tese (Doutorado), 2003. Disponível em: www.geocities/hip_replacements.

PHILCOX, M. PHILCOX, MARTIN. **Controlled Feed Reamer and Single Pass Cutter**. GB20080017012, 2008.

PINEDO, C. E. **Tratamento térmico e superficial do aço inoxidável martensítico aisi 420 destinado a moldes para injeção de polímeros**. Parte i – tratamento térmico. 2ª Encontro da Cadeia de Ferramentas, Moldes e Matrizes - ABM, 21 a 23 de Setembro, São Paulo/SP, 2001.

PRITCHETT, J. W. **Metallosis of the Resurfaced hip**. 2002. Disponível em: <<http://www.pritchettorthopedics.com>>. Acessado em 22 out. 2013.

PRITCHETT, J.W.; TOWNLEY, C.O. (2002). **Hip joint resurfacing – minimum 20 – year follow-up**. Disponível em: <<http://www.carnationclinic.com>>. Acesso em, 19/11/2010.

RAHMAN, L.; HALL-CRAGGS, M.; MUIRHEAD-ALLWOOD, S. K. Radiology hip resurfaced. **Journal of the Society The International Journal of Skeletal Radiology**, Pathology and Orthopedics, 2011.

RATHBUN, D. S.; SUH, S. S.; ROTH, C. A.; DUONG, L. A. N. Synthes GMBH (CH). **Guia de Perfuração, Conjunto de Guia de Perfuração, e Método para Perfurar um Furo no Osso**. PI 0509845-9, 11/04/2005.

ROBERTS, P.; GRIGORIS, P.; BOSCH, H.; TALWAKER, N. Resurfacing Arthroplasty of the hip. **Current Orthopaedics**. v. 19, p. 263-279, 2005.

RODASKI, S.; CUNHA, O.; DE NARDI, A.B.; RIOS, A.; COMAR, F.A.; CASTRO, J.H.T. ARTROPLASTIA ACETÁBULO-FEMORAL EM CÃES COM PERICÁRDIO BOVINO CONSERVADO. **Archives of Veterinary Science** v. 7, n. 2, p. 179-187, 2002.

RØKKUM, M.; BRANDT, M.; BYE, K.; HETLAND, K. R.; WAAGE, S. Polyethylene wear, osteolysis and acetabular loosening with an HA-coated hip prosthesis. **J Bone Joint Surg**, v. 81-B, p. 582-9. 1999.

SARAH MUIRHEAD-ALLWOOD, NEMANDRASANDIFORD, CHINDUKABIR. Total Hip Resurfacing as an Alternative to Total Hip Arthroplasty: Indications and Precautions, **Semin Arthroplasty**, v. 19, p. 274-282, 2008.

SCHRYVER, J.; SHEA, J.; RYAN, D. M. Smith & Nephew Richards Inc. **Acetabular prosthesis with anchoring pegs**, US 5314487 A, 1994.

SCHWARTSMANN, C. R. et al. New bearing surfaces in total hip replacement. **Rev. bras. ortop.** v. 47, n. 2, p. 154-159, 2012.

SEBESTYEN, P.; MARCELLIN-LITTLE, D. J.; DEDV, DEYOUNG, B. A. Femoral Medullary Infarction Secondary to Canine Total Hip Arthroplasty. **Veterinary Surgery**, v. 29, p. 227-236, 2000.

SEELEY, STEPHENS, TATE – **Anatomia e Fisiologia**, Lisboa: Lusodidacta, 1997. Disponível em: www.scribd.com. Acesso em 10 set 2008.

SERRAULT, M.; PIRIOU, P. **Centralizador jig de recomposição de superfície cabeça do fêmur e método**. US2010145347, 02/10/2010.

SHENG, L.; YONG, Q.; ZHANG. Y. Advanced Applications of Rapid Prototyping Technology in Modern Engineering. **Muhammad Enamul Hoque**, v. 22, 2011.

SHERIF H.; TEHEMAR, B. D. S. Factors Affecting Heat Generation During ImplantSite Preparation: A Review of Biologic Observation sand Future Considerations. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. v. 14, n. 1, 1999.

SHIMMIN, A. J.; NU, J.; BACK, D. L. Complications Associated with Hip Resurfacing Arthroplasty. **Orthop Clin North**. v. 36, i. 2, p. 187–193, 2005.

SILVESTRE FILHO, G.D. **Projeto conceitual de haste femoral de implante de articulação de quadril em material compósito polimérico**. 157 p. Tese (Doutorado). Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos. 2006.

SMITH & NEPHEW, INC. **CONTOUR™ Acetabular Rings**, Catalog Information, 2011.

SMITH & NEPHEW, INC. **R3™ System Acetabular - Constrained liner**, Catalog Information, 2010.

SMITH & NEPHEW, INC. **R3™ System Acetabular**. Poly up to 40mm heads , Catalog Information, 2010.

SMITH & NEPHEW, Inc. **REFLECTION™ Cemented All Polyethylene /All Polyethylene XLPE Acetabular Components**, Catalog Information, 2006.

SMITH&NEPHEW. **POLARCUP Dual Mobility**. System surgical technique described in this brochure illustrates Smith & Nephew Orthopaedics AG Oberneuhofstrasse. Switzerland. 2014. Disponível em: <http://www.smith-nephew.com/global/assets/pdf>.

SMITH, G.K. New paradigms for hip dysplasia prevention and control: performance and ethics of CHD screening as an indication for preventive strategies. **12th European Society of Veterinary Orthopaedics and Traumatology Congress**, Munich, 2004.

Disponível em: <http://www.esvot.org/PDF/2004/esvot2004_proceedings.pdf> Acesso em: 29 Jul. 2011

SOARES, G. A. **Biomateriais. Centro de Gestão e Estudos Estratégicos Ciência, Tecnologia e Inovação**. Rio de Janeiro, Dezembro, 2005.

TAKATA, E.T; TURÍBIO, F.M.; TRIGUEIRO, G.; CHOHFI, M.; FRANCO FILHO, N. Abordagem cirúrgica lateral do quadril com osteotomia parcial do trocânter maior. **Rev Bras Ortop**, v. 30, n. 7, 1995.

TOTAL-HIP-REPLACEMENT, 2014. Disponível em: <http://www.sanjaykguptamd.com/total-hip-replacement.html>. Acesso em: 04/11/2014.

TOWNLEY, C. O. Hemi and total articular replacement arthroplasty of the hip with the fixed femoral cup. **Orthop Clin N Am**, v. 13, n. 4, p. 869-894, 1982

TUKE, M. A. Finsbury Dev LTD [GB]. **Method and system for computer-assisted femoral head resurfacing**. EP1859755, 22/05/2006.

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

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

WAGNER, M. WAGNER, H. Preliminary results of un-cemented metal on metal stemmed and resurfacing hip replacement arthroplasty. **Clin Orthop Relat Res**, v.329, s.78, p.S88-S88, 1996.

WALLACE, L. J. Canine hip dysplasia: past and present. **Seminars in Veterinary Medicine and Surgery (Small Animal)**, v. 2, 1987, p. 92-106.

WINKEL, P. C., et al., **Pull-Activated Tampon Applicator**. US 20110152742, 17/12/2009.

ZUSTIN, J.; HAHN, M.; MORLOCK, M. M.; RÜTHER, W.; AMLING, M.; SAUTER, G. Femoral component loosening after hip resurfacing arthroplasty. **Skeletal Radiol**, v. 39, p. 747–756, 2010.

Anexo I – Folha rosto dos pedidos de patentes depositados no INPI – Instituto nacional de propriedade industrial.

(21) PI 1105226-0 A2

(22) Data de Depósito: 09/12/2011
(43) Data da Publicação: 19/11/2013
(RPI 2237)

(51) Int.Cl.:
A61B 17/17
A61B 17/58

(54) Título: MÁSCARA PARA FURAÇÃO DE EXTREMIDADES DE OSSOS DE ARTICULAÇÕES SINOVIAIS

(73) Titular(es): UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - USP

(72) Inventor(es): BENEDITO DE MORAES PUQUERIO,
CARLOS ALBERTO FORTULAN, RENAN BOTEGA

(57) Resumo: MÁSCARA PARA FURAÇÃO DE EXTREMIDADES DE OSSOS DE ARTICULAÇÕES SINOVIAIS A presente invenção refere proximal do respectivo fêmur. A referida máscara auxilia a furação no centro da cabeça de ossos longos ou curtos de articulações sinoviais, alinha a broca de furação cilíndrica facilitando, aperfeiçoando e aumentando a precisão e exatidão do furo de centragem, que pode ser realizado no ângulo ideal de 123,00 a 135,00 para humanos de acordo com o biótipo de cada paciente e para cães ou pequenos animais entre 105,00 a 154,00 de acordo com a raça e ou o tipo do animal, para o assentamento do recapeamento que pode ser de cerâmica, polímero, metal ou similar. A máscara tem seu uso destinado a clínicas de cirurgias ortopédicas ou veterinárias, hospitais ou similares e tem como objetivo a melhoria, facilitação e fornecimento de segurança ao cirurgião ortopedista e ou veterinário relativamente à maior precisão das cirurgias de recapeamento ósseo.

Figura A1 – Folha rosto do pedido de patente da máscara de furação centralizada para recapeamento coxofemoral humano.

(21) BR 10 2012 033144-6 A2

(22) Data de Depósito: 11/12/2012
 (43) Data da Publicação: 02/09/2014
 (RPI 2278)

(51) Int.Cl.:
 A61D 1/00
 A61F 2/36

(54) Título: FERRAMENTAL PARA MODELAMENTO DE EXTREMIDADES FEMORAIS EM ARTROPLASTIA DE RECAPEAMENTO DE QUADRIL EM ANIMAIS

(73) Titular(es): BENEDITO DE MORAES PURQUERIO

(72) Inventor(es): BENEDITO DE MORAES PURQUERIO,
 CARLOS ALBERTO FORTULAN, RENAN BOTEGA, THIAGO
 FRANCISCO DE MORAES

(57) Resumo: FERRAMENTAL PARA MODELAMENTO DE EXTREMIDADES FEMORAIS EM ARTROPLASTIA DE RECAPEAMENTO DE QUADRIL EM ANIMAIS. Ferramental cirúrgico para o processo de usinagem, preparação, ou modelamento de extremidades esferoides ou condilares de ossos longos de animais de qualquer porte, constituído por um guia de alinhamento de furação, uma serra copo, uma fresa para plainamento ou faceamento e uma fresa de chanfro ou arredondamento. O ferramental para modelar extremidades de ossos desta patente modela a extremidade de ossos longos e é destinada para as cirurgias de artroplastia de recapeamento de quadril de cães ou animais de qualquer porte, para o assentamento com perfeito alinhamento das próteses de recobrimento (resurfacing) das extremidades ósseas, sejam elas metálicas, cerâmicas, poliméricas ou de materiais similares. Este ferramental cirúrgico apresenta uma redução significativa do tempo de usinagem da extremidade óssea; pode ter o seu tamanho e geometria em função da raça e porte do animal; pode ser usado também, com tamanhos adequados e correspondentes, para artroplastia de quaisquer extremidades articulares de outros ossos longos de animais que necessitem de recapeamento (resurfacing), pois sua geometria permite ser confeccionada em qualquer tamanho.

Figura A2 – Folha rosto do pedido de patente do ferramental e prótese para artroplastia coxofemoral canina.

(21) BR 10 2012 016417-5 A2

(22) Data de Depósito: 03/07/2012
 (43) Data da Publicação: 05/08/2014
 (RPI 2274)

(51) Int.Cl.:
A61B 17/16

(54) Título: FRESA MULTILAMINAR SEQUENCIAL PARA MODELAR EXTREMIDADES DE OSSOS

(73) Titular(es): UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - USP

(72) Inventor(es): BENEDITO DE MORAES PURQUERIO,
 CARLOS ALBERTO FORTULAN, RENAN BOTEGA

(57) Resumo: FRESA MULTILAMINAR SEQUENCIAL PARA MODELAR EXTREMIDADES DE OSSOS. A presente invenção se refere a uma fresa multilaminar sequencial para modelar extremidades de osso para auxiliar cirurgias ortopédicas de astroplastia, mais especificamente, trata de uma fresa multilaminar sequencial para usinagem de extremidades esféricas ou condilares de ossos, capaz de modelar extremidades de ossos com precisa geometria para o assentamento de próteses de recapamento, modelando os ossos com menor tempo de usinagem. A fresa multilaminar sequencial para modelar extremidades de ossos pode ser utilizada em cirurgias de crianças, jovens, adultos e idosos, bem como em animais de qualquer porte, que apresentem quaisquer moléstias de articulação sinovial de osso longos e/ou curtos.

Figura A3 – Folha rosto do pedido de patente da fresa multilaminar sequencial para
 recapamento coxofemoral humano.

(21) BR 10 2013 006808-0 A2

(22) Data de Depósito: 25/03/2013
 (43) Data da Publicação: 18/11/2014
 (RPI 2289)

(51) Int.Cl.:
 A61F 2/36
 A61F 2/34
 A61F 2/40
 A61L 27/10

(54) Título: PRÓTESE CIRÚRGICA DE RECAPEAMENTO DE QUADRIL EM CERÂMICA POROSA MULTIDENSA COM GRADIENTE FUNCIONAL E SEU PROCESSO DE PRODUÇÃO

(73) Titular(es): UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - USP

(72) Inventor(es): BENEDITO DE MORAES PURQUERIO,
 CARLOS ALBERTO FORTULAN, RENAN BOTEGA

(57) Resumo: PRÓTESE CIRÚRGICA DE RECAPEAMENTO DE QUADRIL EM CERÂMICA POROSA MULTIDENSA COM GRADIENTE FUNCIONAL E SEU PROCESSO DE PRODUÇÃO A presente invenção se refere a uma prótese cirúrgica não metálica constituída por uma cabeça femoral, uma haste femoral e um acetábulo pélvico para ser utilizada na artroplastia de recapeamento de extremidades esferoides ou condilares de ossos em geral e em particular de fêmures humanos e caninos e de animais de qualquer porte que apresentem quaisquer moléstias dessas articulações sinoviais; a prótese cirúrgica de recapeamento de extremidades ósseas em cerâmica porosa multidensa com gradiente funcional foi projetada para ser fabricada com materiais não metálicos tais como os cerâmicos e compósitos cerâmicos e ou poliméricos e compósitos poliméricos; a prótese cirúrgica de recapeamento de quadril em cerâmica porosa multidensa com gradiente funcional traz em seu bojo soluções inovadoras relativamente ao seu projeto, aos seus materiais e às suas alternativas técnicas de produção; envolve coprensagem cerâmica axial em duplo estágio e isostática, em alta e baixa pressão, usinagens inovadoras a verde e após a sinterização de esferas cerâmicas compostas pelos elementos constituintes da prótese cirúrgica de recapeamento de extremidades ósseas: a cabeça femoral e o acetábulo pélvico.

Figura A4 – Folha rosto do pedido de patente da prótese para recapeamento coxofemoral humano e animal.