CENTRO UNIVERSITÁRIO FEI
GUSTAVO MENDES

NOVO MÉTODO DE AVALIAÇÃO DE DESGASTE DE COMPONENTE DE POLIETILENO DE PRÓTESES TOTAIS DE JOELHO

São Bernardo do Campo
2017

GUSTAVO MENDES

NOVO MÉTODO DE AVALIAÇÃO DE DESGASTE DE COMPONENTE DE POLIETILENO DE PRÓTESES TOTAIS DE JOELHO

Dissertação apresentada ao Centro Universitário FEI, como parte dos requisitos necessários para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica. Orientado pelo Prof. Dr. Sergio Delijaicov.

São Bernardo do Campo

2017

Mendes, Gustavo.
Novo método de avaliação de desgaste de componente de polietileno de próteses totais de joelho / Gustavo Mendes. São Bernardo do Campo, 2017.
98 p. : il.

Dissertação - Centro Universitário FEI.
Orientador: Prof. Dr. Sérgio Delijaicov.
Coorientador: Prof. Dr. Tom Joyce.

1. Polietileno. 2. Desgaste de componente. 3. Prótese de joelho. I. Delijaicov, Sérgio, orient. II. Título.

Elaborada pelo sistema de geração automática de ficha catalográfica da FEI com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

centro universitário FEI

APRESENTAÇÃO DE DISSERTAÇÃO
ATA DA BANCA EXAMINADORA

Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Engenharia Mecânica

Mestrado

PGM-10

Aluno: Gustavo Mendes **Matrícula:** 215308-8

Título do Trabalho: Novo método de avaliação de desgaste de componente de polietileno de próteses totais de joelho.

Área de Concentração: Materiais e Processos

Orientador: Prof. Dr. Sergio Delijaicov

Data da realização da defesa: 29/08/2017

ORIGINAL ASSINADA

Avaliação da Banca Examinadora:

São Bernardo do Campo, / / .

MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA	
Prof. Dr. Sergio Delijaicov	Ass.: _____
Prof. Dr. Marko Ackermann	Ass.: _____
Prof. Dr. Tiago Lazzaretti Fernandes	Ass.: _____

A Banca Julgadora acima-assinada atribuiu ao aluno o seguinte resultado:

APROVADO ☒ REPROVADO ☐

VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO

APROVO A VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO EM QUE FORAM INCLUÍDAS AS RECOMENDAÇÕES DA BANCA EXAMINADORA

_____

Aprovação do Coordenador do Programa de Pós-graduação

_____

Prof. Dr. Rodrigo Magnabosco

Dedico este trabalho à minha mãe Marlene Carnevali, à Pam, e a todos que me motivaram a continuar e tornaram este trabalho possível.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Sérgio Delijaicov**, não só pelo apoio e orientação, mas por acreditar em meu potencial diante de um projeto tão ousado.

Ao **Prof. Dr. Tom Joyce** e à pesquisadora **Doutoranda Emma Kennard Ritchie**, do Laboratório de Bioengenharia da Universidade de Newcastle, por permitirem o uso das imagens das próteses utilizadas neste trabalho e darem suporte definitivo para a conclusão desse trabalho, mesmo estando a 10.000 km de distância.

À minha mãe, **Marlene Carnevali**, alicerce sempre presente perante momentos chaves, apoio amplo e perene em todas grandes decisões da minha vida.

À **Pamela Carolina Kikudome de Oliveira** por simplesmente ser quem é e por tudo que representa na minha vida.

Ao **Centro Universitário da FEI** por acreditar em mim e em meu trabalho, tornando palpável a realização desse sonho.

Aos meus amigos, que ainda não perderam a fé em minha amizade, mesmo depois das inúmeras ocasiões em que tive de me ausentar.

Às pessoas que, não apenas neste ciclo, fizeram parte da minha vida: por meio da personalidade e talento de cada uma delas descobri novos caminhos e alternativas. Isso refinou minha atenção e potencial de alteridade, fomentando um desenvolvimento definitivo diante das decisões que deram corpo à elaboração desse trabalho.

“Nós só podemos saber que não sabemos nada e este é o mais alto grau de sabedoria humana.”
(TOLSTOY, 1944)

RESUMO

A Artroplastia total do joelho é um procedimento de reconstrução da superfície articular do joelho, no qual uma prótese é implantada. Esta prótese eventualmente falha e, por isso, necessita ser substituída em uma cirurgia de revisão. A articulação do joelho é a maior articulação do corpo humano e é considerada uma articulação sinovial. Diversas patologias levam à necessidade de uma cirurgia primária. Pode-se afirmar também, que a articulação do joelho possui uma biomecânica complexa que acarreta uma combinação de movimentos relativos entre as superfícies articulares de deslizamento e rolamento. Entre os materiais utilizados nas próteses de joelho o polietileno de alto peso molecular (UHMWPE) será foco do trabalho pois a falha do componente se deve em grande parte à falha do polietileno. A degradação do componente de polietileno pode ocorrer devido aos modos de desgaste conhecidos da Tribologia de adesão e abrasão, mas também devido a fadiga e fratura do material em virtude da solicitação. Em 1983, foi desenvolvido um método de análise de componentes recuperados, conhecido como Método Hood. Trinta anos passados, muitos métodos foram desenvolvidos a partir dele, sendo identificadas algumas fontes de erro no método de Hood e emsuas variações. A partir daí, foi desenvolvida ferramenta em conjunto com o laboratório de bioengenharia da Universidade de Newcastle-UK, a fim de auxiliar o avaliador na obtenção da área total projetada e da porcentagem de área danificada. Foi definida uma escala de severidade para que as porcentagens de áreas danificadas fossem multiplicadas e um valor de dano seja obtido. As imagens de componentes foram enviadas pela Universidade de Newcastle e analisadas pelo método, sendo comparadas com a respectiva pontuação obtida no método Hood. Ao correlacioná-las com as variáveis de Tempo "*in vivo*" e o índice de massa corporal, detectou-se, via repetibilidade da avaliação, que a concordância entre avaliadores aumentou significativamente. Não houve correlação entre a escala de dano obtida e o Tempo "*in vivo*" e o Indice de massa corporal. O método proposto apresenta menor variação da obtenção da área danificada e área total, porém a qualidade das imagens comprometeu os resultados e apontou para a necessidade de desenvolvimento de um método de aquisição e processamento de imagens.

Palavras-chave: Polietileno. Desgaste de componente. Prótese de Joelho.

ABSTRACT

Total Knee Arthroplasty is a surgical procedure for reconstruction of the knee joint surface, which a total knee prosthesis is implanted. This prosthesis eventually fails and needs to be replaced in a revision surgery. The knee joint is the largest joint of the human body and is considered a synovial joint. Several pathologies lead to a primary surgery. It can also be stated that the knee joint has some complex biomechanics that results in a combination of relative movements between the sliding and rolling of joint surfaces. Among the materials used in knee prostheses, Ultra High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE) will be the focus of the work since the failure of the prostheses can be attributed to the wear of the PE component. Degradation of the PE component can be caused by the wear modes of Tribology of adhesion and abrasion, but also as a result of fatigue and fracture of the material. In 1983, a method of wear assessment of retrieved Polyethylene components was developed that became known as the Hood Method and thirty years later, many variations of Hood's method were developed. Some sources of error were identified in the Hood method and its variations. A Software application was developed in a partnership with the bioengineering laboratory of the University of Newcastle-UK to assist the evaluator in obtaining the total projected area and the percentage of damaged area. A severity scale has been defined to be multiplied with percentages of damaged areas to obtain a damage value. The images of retrieved components were sent by the University of Newcastle and were analyzed by the method and compared with the Hood's score and correlated with the variables Time "in vivo" and body mass index. The repeatability of the assessment and the agreement among the evaluators increased significantly. There was no correlation between the score of damage obtained and the variables Time "in vivo" and Body Mass Index. The proposed method presents more accuracy and precision to obtain total area and damage area, but the quality of the images jeopardizes the results and lead to the need of a method of image acquisition and processing.

Keywords: Polyethylene. Component wear. Knee prostheses

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Prótese total de joelho 13
Figura 2 – Exemplo de Prótese total..... 14
Figura 3 – Número de procedimentos de Artroplastia total de joelho (ATJ)..... 16
Figura 4 – Anatomia do joelho - Ossos 19
Figura 5 – Graus de liberdade da articulação do joelho 23
Figura 6 – Braço de alavanca Patelar 23
Figura 7 – Flexão do joelho: (a) rolamento, (b) escorregamento e a combinação dos dois (c) 24
Figura 8 – Grupo de Etileno 25
Figura 9 – Atividade biológica em função 28
Figura 10 – Deformação plástica no componente 29
Figura 11 – Formação de fendas antes da separação total do material..... 32
Figura 12 – Padrão de divisão de subáreas proposto por Hood..... 33
Figura 13 – Modos de danos proposto por Hood (escala em mm):..... 33
Figura 14 – Exemplo de Pite 36
Figura 15 – K001 – Exemplo de superfície danificada com 37
Figura 16 – K001 – Exemplos de delaminação por pressão de fluido aprisionado..... 37
Figura 17 – Padrão de divisão de subáreas proposto por Blunn..... 39
Figura 18 – Padrão de divisão de subáreas proposto..... 40
Figura 19 – Análise de imagem realizada por Puloski 41
Figura 20 – Padrão de divisão de subáreas proposto por Lavernia 41
Figura 21 – Padrão de divisão de subáreas proposto por Muratoglu..... 42
Figura 22 – Padrão de divisão de subáreas proposto por Currier. 43
Figura 23 – Exemplo de imagem obtida por 3D MicroCT..... 44
Figura 24 – Exemplo de parâmetros topográficos..... 45
Figura 25 – Exemplo de área hipotética: Subárea 1 46
Figura 26 – Área real (esq.) e Área projetada..... 47
Figura 27 – Fraturas axiais nos componentes analisados. 49
Figura 28 – Deformação severa..... 49
Figura 29 – Exemplo de fratura superficial 50
Figura 30 – Tela inicial do Software 55
Figura 31 – Imagem original (esq); Decomposição de cores padrão RGB 56
Figura 32 – Matriz das escalas de cinza 56

Figura 33 – De cima pra baixo: 56
Figura 34 – Conversão da imagem para P&B a 50% 57
Figura 35 – Layout da janela de seleção de área do aplicativo 57
Figura 36 – Ferramenta de seleção 59
Figura 37 – Validação do processo de obtenção de área 59
Figura 38 – Registro de áreas e danos considerados 61
Figura 39 – Sobreposição de danos 61
Figura 40 – Gráfico de Dispersão. Escalas x tempo “in vivo” 64
Figura 41 – Gráfico de Dispersão. Escalas x IMC 64
Figura 43 – Amostra K007 71
Figura 44 – Amostra K014 71

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Coeficiente de atrito dos materiais de próteses totais 14
Tabela 2 – Causas para revisão das próteses de joelho (n=45975) 16
Tabela 3 – Escala de Severidade de Hood..... 38
Tabela 4 – Escala de Severidade proposta por Puloski. 40
Tabela 5 - Escala de desgaste proposta por Currier (Currier et al., 2005)..... 43
Tabela 6 – Escala de área de Brandt..... 44
Tabela 7 – Modos de desgaste seu impacto considerado 53
Tabela 8 – Tabela de critérios para atribuição de peso na Escala de Severidade (ES) 53
Tabela 9 – Principais causas de revisão – Média últimos 5 anos..... 54
Tabela 10 – Valores obtidos na validação da obtenção da área 60
Tabela 11 - Dezessete amostras de UHMWPE e suas informações clinicas básicas 62
Tabela 12 – Comparativos entre Escala final do Método proposto (EM) e 63
Tabela 13 – Coeficiente de correlação entre variáveis observadas 63
Tabela 14 – Grau de concordância ponderado Cohen Kappa 66
Tabela 15 - Pontuação Hood e taxa de entre observadores (Média=0.1853, SD=0.0928)..... 67
Tabela 16 - Grau de concordância entre observadores..... 67
Tabela 17 - Pontuação Kapp em relação ao ranking de concordância 68
Tabela 18 - Taxa de concordância entre observadores, no método Mendes (Média = 0.7419, DP = 0.1369) 68
Tabela 19 - Taxa de concordância entre observadores no Método Mendes (Média= 0,6242, SD = 0,1194) 69

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Propósitos a serem atendidos por uma prótese relacionados 15
Quadro 2 - Efeitos dos processos de fabricação nas propriedades do PE. 27
Quadro 3 - Fator de tamanho proposto por Muratoglu..... 42
Quadro 4 - Modos de desgaste adotados 50

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 13
1.1 A EPIDEMIOLOGIA DAS CIRURGIAS DE ATJ NA INGLATERRA E WALES 15
1.2 A EPIDEMIOLOGIA DAS CIRURGIAS DE ATJ NO BRASIL 17
1.3 OBJETIVOS DO TRABALHO 17
2 CONCEITOS FUNDAMENTAIS 19
2.1 ANATOMIA DO JOELHO 19
2.1.1 Ossos 19
2.1.2 Ligamentos 20
2.1.3 Músculos e tendões 20
2.1.4 Membrana sinovial e Fluido sinovial 20
2.1.5 Cartilagem articular 20
2.1.6 Menisco 21
2.2 PATOLOGIAS DEGENERATIVAS DO JOELHO 21
2.2.1 Osteoartrite 21
2.2.2 Osteoartrose 22
2.2.3 Artrite reumatoide 22
2.2.4 Necrose avascular 22
2.2.5 Artrite pós-traumática 22
2.3 BIOMECÂNICA DO JOELHO 22
2.4 BIOMATERIAIS E PROCESSO DE FABRICAÇÃO 25
2.4.1 Polietileno 25
2.4.2 Processos de Manufatura 25
2.4.3 Biocompatibilidade 27
2.4.3.1 Osteólise - Reação às partículas de desgaste 28
3 REVISÃO DA LITERATURA 29
3.1 ABRASÃO 30
3.2 ADESÃO 30
3.3 FADIGA E FRATURA 31
3.4 OXIDAÇÃO 32
3.5 ESTADO DA ARTE - MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DO DESGASTE DE PRÓTESES RECUPERADAS 33
3.5.1 Modos de desgaste 33

3.5.2 Aplicação do método Hood 38
3.5.3 Métodos derivados 39
4 METODOLOGIA 45
4.1 ABRANGÊNCIA DO DANO - CÁLCULOS DAS ÁREAS DANIFICADAS. 45
4.2 MODOS DE DESGASTE 48
4.3 ESCALA DE SEVERIDADE 51
4.3.1 Considerações 52
4.4 PROCESSAMENTO DA IMAGEM 55
4.4.1 Calibração e ajuste de tamanho 58
4.4.2 Ferramentas de seleção 58
4.4.3 Validação do cálculo de área 59
4.5 ESCALA FINAL DO MÉTODO PROPOSTO - EM 60
4.6 MAPAS E REGISTROS 60
4.7 APLICAÇÃO DO MÉTODO 61
5 RESULTADOS 66
6 DISCUSSÃO 70
7 CONCLUSÃO 73
7.1 TRABALHOS FUTUROS 73
8 REFERÊNCIAS 74
ANEXO A – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA 78
APÊNDICE A – RESULTADOS K001 79
APÊNDICE B – RESULTADOS K002 80
APÊNDICE C – RESULTADOS K003 81
APÊNDICE D – RESULTADOS K004 82
APÊNDICE E – RESULTADOS K005 83
APÊNDICE F – RESULTADOS K006 84
APÊNDICE G – RESULTADOS K007 85
APÊNDICE H – RESULTADOS K008 86
APÊNDICE I – RESULTADOS K010 87
APÊNDICE J – RESULTADOS K012 88
APÊNDICE K – RESULTADOS K013 89
APÊNDICE L – RESULTADOS K014 90
APÊNDICE M – RESULTADOS K015 91
APÊNDICE N – RESULTADOS K017 92

APÊNDICE O – RESULTADOS K018 93
APÊNDICE P – RESULTADOS K019 94
APÊNDICE Q – ESULTADOS K022 95

1 INTRODUÇÃO

A Artroplastia Total de Joelho (ATJ) é uma intervenção ortopédica que substitui as superfícies naturais da articulação do joelho danificadas, por meio da inserção de prótese (articulação artificial), como exemplificado na

Figura 1. É recomendada quando o paciente sente dor ou perdeu a mobilidade do joelho e o tratamento conservador falhou (exemplo: fisioterapia) ou a osteoartrite se propagou (BELLOTI, 2009).

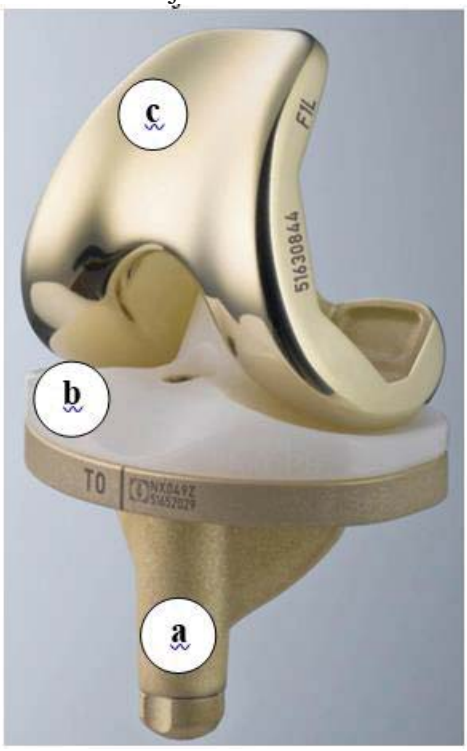
Figura 1 – Prótese total de joelho

Fonte: Kurtz

Existe uma gama de modelos e marcas que implicam em variações de design e materiais, mas basicamente, conforme exemplificado na Figura 2, a prótese é dividida em três componentes:

a) Componente tibial – o componente tibial pode ser feito de duas formas: um único componente de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) ou duas peças sendo uma plataforma metálica, usualmente de Titânio (Ti), mas também encontrada em Aço Inox (SS) e Cromo-Cobalto (CoCr), que é fixa na tíbia por pressão ou meio da aplicação de cimento de polimetil metacrilato. Essa plataforma serve de base para o componente de UHMWPE;

Figura 2 – Exemplo de Prótese total de joelho.



Fonte:Kurtz

b) Componente de polietileno – é responsável por proporcionar uma superfície de baixo coeficiente de atrito (vide
c) Tabela 1) que distribui as cargas ao longo do deslizamento que ocorre na flexão;
d) Componente Femoral – substitui os côndilos femorais e a superfície de contato do fêmur com a patela. Existem vários materiais disponíveis como Cr-Co, Ti, Cerâmica.

Tabela 1 – Coeficiente de atrito dos materiais de próteses totais de joelho.

Materiais	Coeficiente de atrito
UHMHPE - Metal	0,06 – 0,08
UHMHPE – Cerâmica	0,06 – 0,08
Metal – Metal	0,22 – 0,27
Cerâmica – Cerâmica	0,002 – 0,07
Cerâmica – Metal	0,002 – 0,07

Fonte: JIN et al.

Entre os principais propósitos de uma prótese listados por Affatato (AFFATATO, 2015a), podem ser identificados os parâmetros relacionados com o componente de polietileno, conforme Quadro 1 .

Entre as próteses encontradas no mercado, ainda existem diferenças quanto ao número de componentes (em alguns modelos o componente de polietileno é fixo ao componente tibial), grau de simetria, formato das superfícies, componentes de polietileno móvel ou fixo, fixação, biomaterial e outros (AFFATATO, 2015a).

Quadro 1 - Propósitos protéticos diretamente associados ao componente de polietileno.

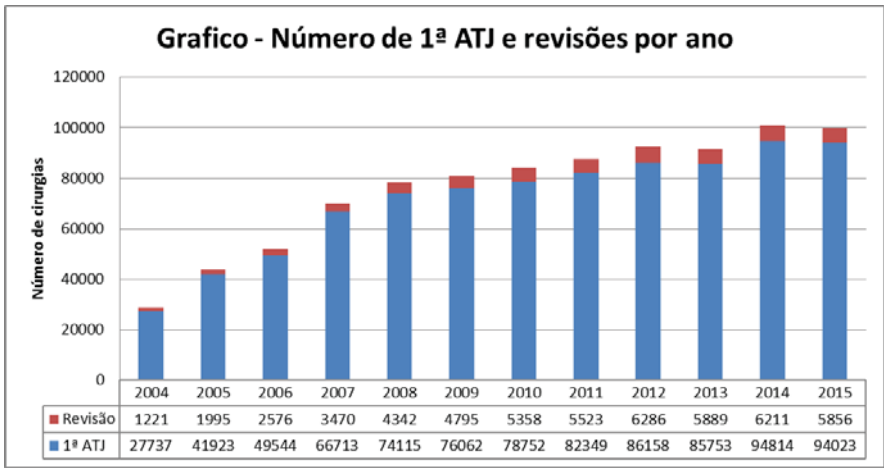
Propósitos	Características
Anatômicos	- Estabilizar a articulação; - Evitar contato anormal como impacto entre as partes; - Prevenir deslocamentos.
Mecânicos	- Transmitir de forma efetiva a carga articular; - Possuir alta resistência à alta carga fisiológica, evitando falha por fadiga, mudança de geometria ou fratura do componente; - Possuir ampla superfície de contato de forma a garantir baixas tensões e prevenir desgaste, erosão, fluência do componente (ou inserto) de polietileno.
Biológicos	- Ser biocompatível; - Ter tolerância a desalinhamento da superfície;

Fonte: Affatato

1.1 A EPIDEMIOLOGIA DAS CIRURGIAS DE ATJ NA INGLATERRA E WALES

O número de procedimentos de Artroplastia Total de Joelho (ATJ) registrado nos Relatórios Anuais do Registro Nacional de Articulações da Inglaterra e Wales (NJR) pode ser observado na Figura 3. Podemos observar que até 2008 houve um aumento no número de cirurgias primárias. Já posteriormente, apesar de ainda crescente, a taxa de aumento reduziu-se. Nota-se que as cirurgias de revisão estabilizaram por volta de 5% das cirurgias primárias, mas alguns autores afirmam que, devido ao fato das cirurgias primárias ocorrerem cada vez mais em pacientes mais novos, espera-se um aumento da expectativa de revisão (MAHOMED et al., 2003; PROKOPETZ et al., 2012).

Figura 3 – Número de procedimentos de Artroplastia total de joelho



Fonte: Davies et al.; Drury et al.; National Joint Registry For England And Wales
Legenda: Dados referentes ao número de cirurgias iniciais e de revisão ao longo dos anos na Inglaterra, Wales, Irlanda do Norte e Isle of Man.

Tabela 2 – Causas para revisão das próteses de joelho (n=45975)

13th Relatório anual - 2016 – (NJR)			
Afrouxamento asséptico	40,20%	Lise	10,42%
Outra indicação	18,80%	Desalinhamento	8,30%
Dor	18,60%	Rigidez[1]	5,90%
Infecção	5,30%	Deslocamento/subluxação	4,40%
Instabilidade	17,90%	Fratura Periprotética[2]	3,80%
Desgastes do implante	14,90%	Fratura do implante	1,30%

Fonte: Davies et al.; Drury et al.; National Joint Registry For England And Wales

Conforme visto na Tabela 2, a NJR mostrou que o principal motivo de cirurgia de revisão é afrouxamento asséptico. O afrouxamento da prótese causa dor crônica e pode ser caracterizado de duas formas: séptico – quando é acompanhado de infecção – e asséptico – quando não acompanhado de infecção, provocado por razões não infecciosas como, por exemplo, fratura óssea (fratura periprotética). É importante apontar que o afrouxamento asséptico é associado com o processo inflamatório e osteolítico, causado pela liberação de partículas de polietileno provenientes do desgaste do componente de UHMWPE(ABU-AMER; DARWECH; CLOHISY, 2007).

[1] Número de caso diferente dos demais (n=45.087) (NJRSC, 2016)
[2] Fratura do osso que recebe a prótese.

1.2 A EPIDEMIOLOGIA DAS CIRURGIAS DE ATJ NO BRASIL

No Brasil o órgão que regula e controla a qualidade das próteses comercializadas no país é a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), criada em 1999 pela Lei nº 9.782 de 26 de janeiro (BRASIL, 1999).

Na peça resolução RDC n°185, temos definido como produto médico implantável:

> 13.5 - Produto médico implantável: Qualquer produto médico projetado para ser totalmente introduzido no corpo humano ou para substituir uma superfície epitelial ou ocular, por meio de intervenção cirúrgica, e destinado a permanecer no local após a intervenção. Também é considerado um produto médico implantável, qualquer produto médico destinado a ser parcialmente introduzido no corpo humano através de intervenção cirúrgica e permanecer após esta intervenção por longo prazo.(ANVISA, 2001).

Os fabricantes nacionais e importadores de próteses totais de joelho devem se registrar junto à ANVISA para que possam comercializar seus produtos em território nacional (ANVISA, 2001). No entanto, o Registro Nacional de Artroplastia de quadril e joelho, iniciado em 2007 pela Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia em conjunto com a ANVISA e Ministério da Saúde (SBOT, 2 de março 2015), ainda está em implantação.

A primeira fase desse processo ocorreu em 2010, no Grupo Hospitalar Conceição (GHC) em Porto Alegre, dando início em 2014 a um projeto piloto em Curitiba em mais de 15 hospitais (ABDALLA, 2014).

Vale ressaltar que possuir um registro único de artroplastia permite não só a análise estatística da qualidade dos produtos implantados, mas também pode ser utilizada na identificação de vítimas (DURÃO et al., 2012).

Entre os anos de 1995 e 2000 houve um crescimento nos gastos em 107% com próteses e órteses (BELLOTI, 2009). Por esta razão, prever a vida útil do componente de UHMWPE e compreender seus mecanismos de desgaste são questões chaves para se reduzir o número de revisões.

1.3 OBJETIVOS DO TRABALHO

Este trabalho tem por objetivo principal apontar os principais danos encontrados em um componente de polietileno de uma prótese total de joelho recuperada, e melhorar a forma de análise de desgaste por meio de uma ferramenta computacional, gerando por fim, uma escala de severidade embasada aprimorando, desta forma, o Método Hood e estabelecer uma correlação mais precisa com os fatores clínicos dos pacientes.

Em 1983, Roger W. Hood, Timothy M. Wright e Albert H. Burstein analisaram o desgaste de 48 amostras de componentes de UHMWPE de próteses de joelho e propuseram um método de avaliação de desgaste que ficou conhecido como Método Hood (HOOD; WRITGHT; BURSTEIN, 1983).

O objetivo de Hood e seus colegas foi criar um método para qualificar e quantificar o desgaste e permitir a correlação da escala de dano, também conhecida como escala de Hood, com dados clínicos do paciente.

Seria possível quantificar o desgaste das próteses pela diferença entre o peso original do componente e o peso do componente recuperado. No entanto, posto existirem próteses recuperadas com mais de 20 anos e não haver registros de sua geometria ou mesmo de peso original, flagra-se a necessidade de um método embasado apenas na observação do componente recuperado.

Atualmente, mais de 30 anos após a publicação do artigo por Hood e seus colegas, diversos métodos derivados (BLUNN et al., 1992, 1997; BRANDT et al., 2012; CASEY et al., 2007; CONDITT; STEIN; NOBLE, 2004; CURRIER; BILL; MAYOR, 2005; GOLDVASSER et al., 2012, 2013; HIRAKAWA et al., 1999; LAVERNIA et al., 2001a; LU et al., 2010; PATERSON et al., 2013; PULOSKI et al., 2001; WASIELEWSKI et al., 1994) foram propostos, a fim de se criar um padrão de comparação com outros fatores e gerar a melhoria dos materiais e processos.

Os métodos vêm sendo empregados para entender os mecanismos de desgaste e os fatores que contribuem para o fenômeno. Uma vez compreendidos, os mecanismos de desgaste, torna-se possível identificar os potenciais de melhoria dos componentes e processos a fim de se prolongar a vida útil dos componentes "*in vivo*".

Indo ao encontro dos objetivos dos métodos anteriores, este trabalho visa a contribuir para a análise de desgaste de próteses de joelho por meio de um novo e melhorado método.

2 CONCEITOS FUNDAMENTAIS

Para que se possa compreender melhor a artroplastia total de joelhos e todos os seus resultados, é preciso compreender a anatomia completa do órgão e cada um de seus componentes.

2.1 ANATOMIA DO JOELHO

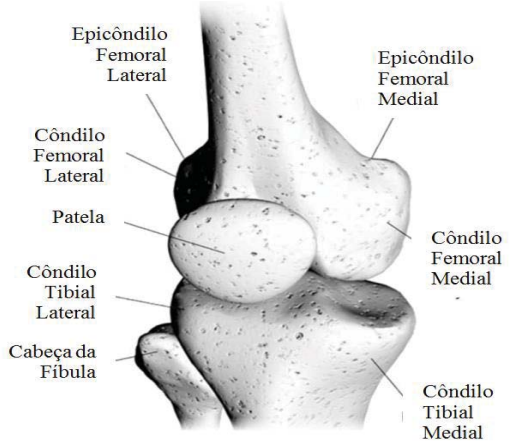
A articulação do joelho é a maior articulação do corpo humano e, considerada uma articulação sinovial, implica ossos que compõem a articulação e se mantém em contato, porém não conectados por tecidos fibrosos ou cartilagens, mas por ligamentos (NIGG; HERZOG, 2006), que têm o papel de limitar e direcionar os graus de liberdade da articulação. Este tipo de articulação permite movimentações relativas entre as duas superfícies.

2.1.1 Ossos

Tecidos rígidos estruturais, os ossos são responsáveis por prover suporte ao corpo e agir como alavanca, permitindo movimento, além de proteger órgãos vitais. Consistem em elementos orgânicos (fibras de colágeno e proteínas) e elementos minerais inorgânicos e (NIGG; HERZOG, 2006). São tecidos que respondem a variações de carregamento alterando sua massa e forma.

São ossos da articulação do joelho: fêmur (osso da coxa), tíbia (osso da canela), patela (osso frontal do joelho) e a parte proximal da fíbula, conforme mostra a Figura 4.

Figura 4 – Anatomia do joelho - Ossos



Fonte: Traina; De Fine; Affatato

2.1.2 Ligamentos

Ligamentos consistem em feixes de fibras elásticas e colágenas que estabilizam e limitam os graus de liberdade de uma articulação. Esta restrição se dá devido a cada extremidade do ligamento se encontrar conectada no respectivo osso da articulação. Os principais ligamentos da articulação do joelho são o Ligamento Cruzado Anterior (LCA) e o Ligamento Cruzado Posterior (LCP), mas a articulação ainda possui o Ligamento Colateral Lateral (LCL) e Colateral Medial (LCL) (NIGG; HERZOG, 2006).

2.1.3 Músculos e tendões

Os músculos são tecidos considerados como elementos básicos responsáveis pelo movimento e estabilização do corpo. Sua principal característica é produzir força por meio de sua contração. São constituídos de fibras musculares, que por sua vez são constituídas de fibras menores chamadas miofibrilas, orientadas de forma paralela e responsáveis pela contração. (NIGG; HERZOG, 2006)

Já os tendões são tecidos fibrosos, que têm como função conectar os músculos aos ossos. (NIGG; HERZOG, 2006)

2.1.4 Membrana sinovial e Fluido sinovial

A membrana sinovial é um tecido que recobre toda a articulação, cuja função é prover e manter a lubrificação fisiológica via líquido sinovial. O líquido sinovial está presente na superfície articular, reduzindo o atrito e provendo nutrientes para o cartilagem (AFFATATO, 2015a). A viscosidade típica para um fluido sinovial é de 0,0025 Pa.s[3] (JIN et al., 2006).

2.1.5 Cartilagem articular

A cartilagem articular é um tecido fibroso viscoelástico de recobrimento superficial dos ossos de articulações sinoviais. Consiste de células (2% a 15%) e uma matriz intracelular (85% a 98%) com 65% a 80% de água, que, em conjunto com o líquido sinovial, proporciona uma

[3] Pa.s (Pascal vezes segundo) - Unidade de Viscosidade do Sistema Internacional de unidades

superfície articular virtualmente sem atrito (coeficiente de atrito 0,002 a 0,05) (NIGG; HERZOG, 2006).

As principais funções da cartilagem articular são:

a) Transmitir força através das articulações;
b) Distribuir as forças articulares transmitidas e minimizar a concentração de tensão;
c) Prover uma superfície regular e lisa para o deslizamento relativo entre as superfícies da articulação.

2.1.6 Menisco

O joelho possui dois discos fibrocartilaginosos que, entre os côndilos tibiais e femorais, são chamados de menisco. O menisco é responsável por deixar as superfícies mais congruentes[4], proteger as superfícies de desgaste por atrito e distribuir as forças transmitidas ao joelho, atuando como um absorvedor de impacto (AFFATATO, 2015a).

2.2 PATOLOGIAS DEGENERATIVAS DO JOELHO

Durante a vida, vários fatores podem causar o desgaste natural da articulação do joelho, levando à perda do menisco e a lesões da superfície articular do osso. Esse desgaste pode gerar dor, instabilidade, endurecimento e redução da função da articulação (AFFATATO, 2015a), levando à necessidade de uma prótese total de joelho.

2.2.1 Osteoartrite

A osteoartrite é uma patologia articular crônica, que consiste na degradação e perda parcial ou total da cartilagem articular, acarretando contato direto entre as superfícies dos ossos. Como reflexo direto disso, surgem desgaste ósseo e instabilidade, causando dor e perda de mobilidade. A osteoartrite é hoje o principal motivo das cirurgias primárias de reconstituição total de joelho (Artroplastia total de joelho) (TRAINA; DE FINE; AFFATATO, 2013).

[4] Neste contexto, de forma mais compatível.

2.2.2 Osteoartrose

A osteoartrose é uma síndrome clínica que representa a via final comum das alterações bioquímicas, metabólicas e fisiológicas que ocorrem, de forma simultânea, na cartilagem hialina e no osso sub condral, comprometendo a articulação como um todo, isto é, a cápsula articular, a membrana sinovial, os ligamentos e a musculatura periarticular.

2.2.3 Artrite reumatoide

A artrite reumatoide envolve a deterioração da cartilagem e outras partes da articulação. Tem causa desconhecida e é considerada uma doença autoimune. É um tipo de artrite inflamatória que afeta os tecidos em volta da articulação. Pode ocorrer em qualquer idade ou sexo e se faz necessário o implante de uma prótese (AFFATATO, 2015a).

2.2.4 Necrose avascular

A necrose avascular é definida como a morte celular do osso causada pela irrigação inadequada de sangue na articulação. Resulta no desgaste da cartilagem e enfraquecimento da estrutura óssea, gerando risco de colapso. Tem como consequência dor e perda das funções articulares (AFFATATO, 2015a).

2.2.5 Artrite pós-traumática

A Artrite pós-traumática é uma doença que surge após um traumatismo na cartilagem ou ligamentos levando a instabilidade à articulação do joelho. Ocorre geralmente em jovens e atletas. Pode ocorrer devido a qualquer anomalia que leve a um desgaste precoce da articulação do joelho (AFFATATO, 2015a).

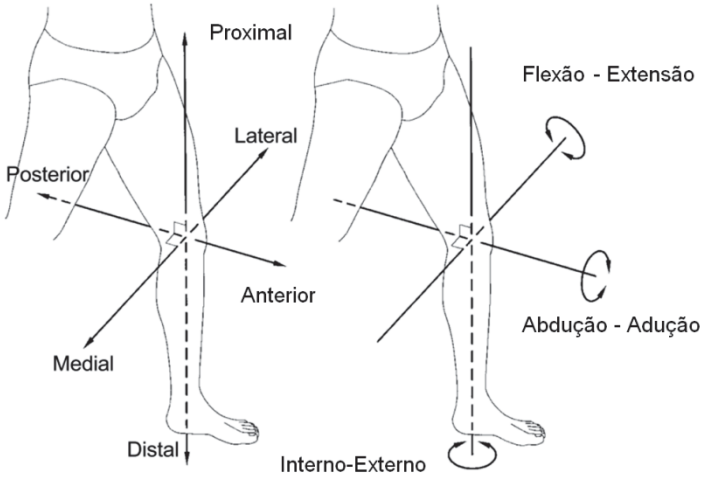
2.3 BIOMECÂNICA DO JOELHO

A articulação do joelho possui uma cinemática complexa em função da sua amplitude de mobilidade e estabilidade. Apesar de ser considerada uma articulação do tipo gínglimo[5], esta

[5] Tipo de articulação em que as faces articulares são moldadas de forma a permitir movimento em apenas um plano, como uma dobradiça, por exemplo.

articulação permite pequenas rotações nos eixos interno-externo (± 5°) (TRAINA; DE FINE; AFFATATO, 2013) e abdução-adução. Por isso, considera-se que esta articulação possui seis graus de liberdade: três rotações e três translações (AFFATATO, 2015a), conforme ilustrado na Figura 5.

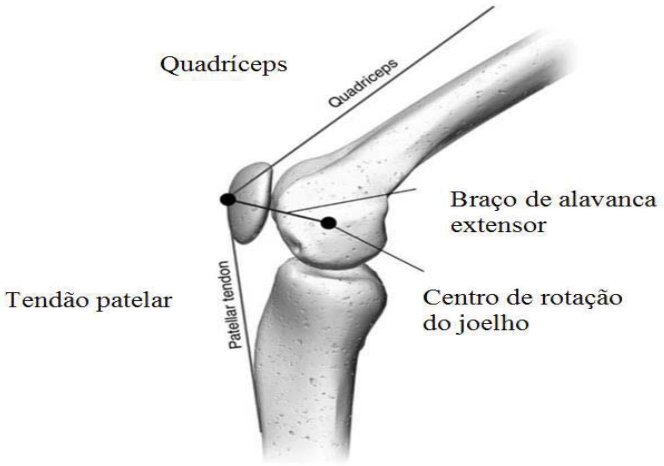
Figura 5 – Graus de liberdade da articulação do joelho



Fonte:Vaughan; Davis; O'Connor

A extensão do joelho ocorre principalmente sob a ação do grupo muscular Quadríceps, que tem sua inserção na Patela, mas também interage com a ação dos músculos isquiotibiais e adutores. A Patela está distante do centro de rotação da articulação, o que cria um braço de alavanca que permite o movimento em toda a sua amplitude (geralmente entre 0° e 140°), conforme esquema simplificado visto na Figura 6.

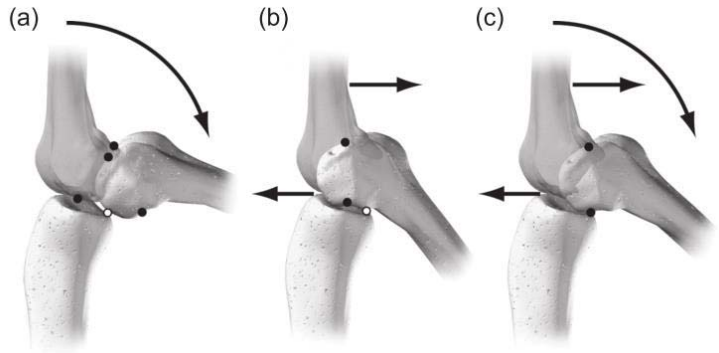
Figura 6 – Braço de alavanca Patelar



Fonte: Affatato

O deslocamento relativo entre as superfícies pode ser caracterizado como a combinação de um movimento de rotação com deslizamento, conforme ilustra a Figura 7.

Figura 7 – Flexão do joelho.



Fonte:Traina; De Fine; Affatato
Legenda: (a) rolamento, (b) escorregamento e (c) a combinação dos dois.

Durante uma caminhada típica, as forças de reação do solo são transmitidas ao corpo, permitindo a movimentação. Os músculos por sua vez agem impondo uma força para estabilizar e movimentar o corpo. A literatura aponta que as forças transmitidas na articulação do joelho estão na ordem de 3 a 4,9 vezes o peso do indivíduo e a velocidade de deslizamento é da ordem de 10 mm/s (KENNEDY et al., 2013; SURESH, 1998; WALKER et al., 1981). A pressão de contato ocorre à uma frequência de 1 a vários Hz (KENNEDY et al., 2013) e a tensão de contato de Hertz pode chegar na ordem de 35 MPa, porém, dependendo do componente e considerando o critério de escoamento de von Misses, este pode apresentar uma deformação plástica significativa, o que torna a teoria de Hertz não totalmente aplicável (WALKER et al., 1981).

A superfície de contato articular de uma Prótese Metal-Polietileno possui um filme lubrificante de líquido sinovial na ordem de 1μm de espessura durante atividades típicas como caminhada. A espessura deste filme pode ser reduzida para menos de 0,5μm durante atividades como corrida. Existe maior ocorrência de desgaste em espessuras de filme lubrificantes mais finas: as áreas de contato são menores e, consequentemente, as tensões de contato são maiores.

A rugosidade dos componentes de polietileno são da ordem de 0,1 μm a 1 μm e dos componentes femorais flutuam entre 0,08 μm a 0,1 μm. Baseados nestes valores de rugosidade e na espessura do filme lubrificante, (KENNEDY et al., 2013) afirma que o contato sólido com sólido ocorre quase continuamente, o que leva ao desgaste gradual do componente de polietileno e gera partículas de tamanho crítico para o risco de osteólise.

2.4 BIOMATERIAIS E PROCESSO DE FABRICAÇÃO

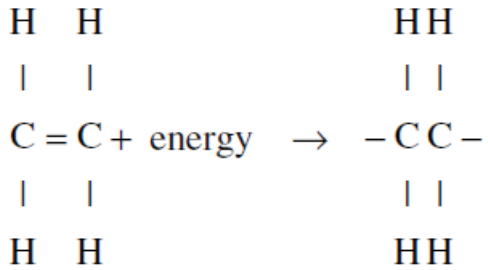
Considerando que todos os materiais utilizados na artroplastia total de joelhos farão contato direto com o corpo humano, se faz necessário conhecer cada tipo de material utilizado, bem como o processo de fabricação utilizado.

2.4.1 Polietileno

O polietileno (PE) é um polímero semicristalino[6] sintetizado pela primeira vez de forma industrial em meados dos anos 30 e empregado nas próteses de articulação de quadril e joelho desde os anos 60 (ANSARI et al., 2016).

O polietileno é produzido via polimerização do etileno (C_2H_4), um hidrocarboneto alceno da família das olefinas. Ao se aplicar energia suficiente, a ligação dupla dos carbonos é quebrada resultando em dois radicais livres que reagem com outro grupo de etileno.

Figura 8 – Grupo de Etileno



Fonte: Anderson

A fórmula química do Polietileno é denotada por $(C_2H_4)_n$, onde o valor n representa o número de grupos de etileno (meros) de uma molécula e está diretamente relacionado com seu peso (CHAKRABARTY; VASHISHTHA; LEEDER, 2015).

2.4.2 Processos de Manufatura

O componente de polietileno das próteses de joelho é fabricado por processos de usinagem de placas ou barras pré-fabricadas por injeção ou extrusão ou pelo processo de

[6] Semicristalino – uma porção das macromoléculas estão na fase sólida cristalina e outra porção está na fase amorfa.

injeção[7]. Os componentes manufaturados por injeção são mais utilizados, pois apresentam menor desgaste (TANNER; WHITESIDE; WHITE, 1995).

O processo de polimerização do Polietileno afeta diretamente as propriedades do material incluindo as propriedades mecânicas. Polietilenos com longas cadeias moleculares (2 a 6 milhões de unidades por cadeia) são chamados de Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE – *Ultra High Molecular Weight Polyethylene*), o que torna o polímero mais resistente, dúctil e ideal para aplicação "*in vivo*" a 37ºC (bem acima da sua temperatura de transição vítrea (T_g) de -80°C). Um UHMWPE virgem apresenta aproximadamente os valores de $\sigma_y \approx 24$ MPa (tensão limite de escoamento) e $\sigma_r \approx 50$ MPa (tensão limite de resistência) em condições de temperaturas fisiológicas (ANSARI et al., 2016).

Com o intuito de melhorar a resistência ao desgaste e também com propósitos de esterilização, o componente de UHMWPE é exposto a radiação gama, que quebra as ligações carbono-hidrogênio, produzindo radicais livres que facilitam a formação de ligações cruzadas na região amorfa. Entretanto, na presença de oxigênio, os radicais livres também facilitam a degradação do polímero. Estes polietilenos irradiados são chamados de Polietileno de Altas Ligações Cruzadas (HXLPE – *Highly Cross Linked Polyethylene*) de primeira geração.

O aumento do número de ligações cruzadas aumenta a resistência ao desgaste e pode ser obtido com o aumento da dose de radiação, no entanto ocorre uma degradação das propriedades mecânicas. A tensão de escoamento é reduzida e o material se torna mais frágil e mais susceptível a trincas por fadiga (ANSARI et al., 2016).

Com o intuito de neutralizar os radicais livres gerados no processo de irradiação, o material é levado a ponto de fusão (*Remelting*) ($>T_f \approx 135$°C). As macromoléculas ganham maior liberdade e a fase cristalina se desempacota passando para a fase amorfa. Ao final, este processo reduz o grau de cristalinidade do polímero, que também acarreta a redução das suas propriedades mecânicas. Uma opção de processamento é o recozimento (A*nnealing*) abaixo do ponto de fusão, pois mantém um alto grau de cristalinidade, mas é bem menos eficaz na neutralização dos radicais livres (RIES; PRUITT, 2005).

Uma segunda geração de UHMWPE, chamada de HXLPE, foi desenvolvida através do recozimento abaixo da temperatura de fusão com adição de antioxidantes e deformação mecânica, onde se utiliza alta pressão para aumentar a cristalinidade. No entanto, o aumento da cristalinidade está associado ao da rigidez e, embora o HXLPE possa reduzir o desgaste,

[7] Processo de injeção - compressão do material na forma viscosa em moldes e resfriamento para obter a geometria desejada

também ocorre uma redução das propriedades mecânicas em relação ao UHMWPE convencional e que também contribui para a falha do componente nas próteses.

Podemos observar de forma resumida no Quadro 2, que os processos de fabricação citados acima impactam diretamente nas propriedades do componente de polietileno bem como a sua resistência ao desgaste.

Quadro 2 - Efeitos dos processos de fabricação nas propriedades do PE.

Característica micro estrutural	Alteração micro estrutural em função do processamento do UHMWPE	Efeitos na resistência a fadiga do UHMWPE
Ligações Cruzadas	↑ com Irradiação ↓ com Pré-irradiação + Antioxidantes (mistura com vitamina E)	↑Ligações cruzadas ↓ Resistência a propagação de fratura por fadiga ↑ Resistência a iniciação de fratura por fadiga
Porcentagem de cristalinidade	▲ com Irradiação	↑Ligações cruzadas ↑Resistência a propagação de fratura por fadiga ↑Resistência a iniciação de fratura por fadiga
	↑ com Cristalização por alta pressão	
	↑ com Irradiação + recozimento<fusão	
	↓ com Irradiação + recozimento>fusão	
Espessura lamelar	▲ com Irradiação	↑Espessura lamelar ↑Resistência a propagação de fratura por fadiga
	↑ com Cristalização por alta pressão	
	▼ com Irradiação + recozimento<fusão	
	↓ com Irradiação + recozimento>fusão	
Oxidação ↓ Peso molecular ↑ Densidade	▲ com Irradiação	↑Oxidação ↓ Resistência a propagação de fratura por fadiga ↓ Resistência a fadiga de deslizamento (delaminação)
	↑ com Cristalização por alta pressão	
	▼ com Irradiação + recozimento<fusão	
	↓ com Irradiação + recozimento>fusão	
Defeitos de Fusão	↑ com Irradiação	↑Defeitos de Fusão ↓Resistência fadiga de deslizamento (delaminação)
	↓ com Irradiação + Antioxidantes (mistura com vitamina E)	
Legenda:	↑ ↓ Aumento / Redução significantes ▲ ▼ Aumento / Redução não significativos	

Fonte: Ansari; Ries; Pruitt

2.4.3 Biocompatibilidade

Algumas complicações podem surgir ao se implantar uma prótese, como a rejeição pelo organismo. O organismo pode reagir à prótese como a um corpo estranho tentando expulsar ou absorvê-la através de processos inflamatórios, imunológicos e da coagulação sanguínea. A prótese pode introduzir organismos e resultar em trombose, formação de hiperplasia fribriótica e infecção bacteriana (DANG et al., 2014).

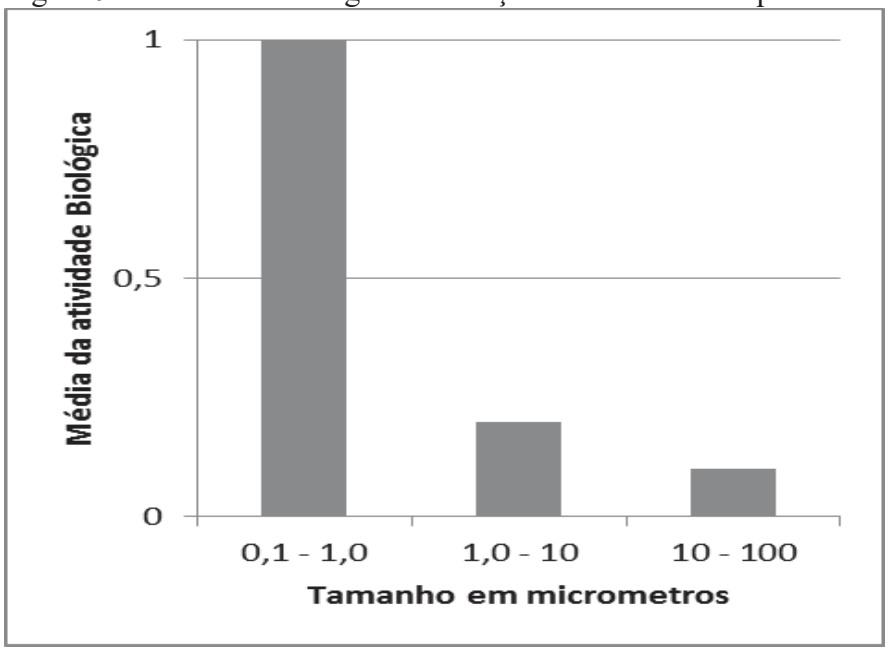
Alguns materiais quando implantados possuem uma menor propensão à rejeição e isso está relacionado à biocompatibilidade do material e impacta diretamente à vida útil da prótese. A biocompatibilidade de um material está associada à capacidade de desempenhar uma aplicação específica com uma resposta apropriada ao meio hospedeiro. O Polietileno é considerado o material mais indicado para uso em próteses pois não apresenta reação tóxica com o meio (DANG et al., 2014).

2.4.3.1 Osteólise - Reação às partículas de desgaste

A osteólise é uma reação inflamatória causada pela absorção das partículas de polietileno liberadas no desgaste pelos ossos. As partículas de UHMWPE, que podem ser observadas a partir de microscopia com iluminação polarizada, neste caso associam-se à macrofagia, células gigantes e áreas de osteólise nos tecidos dos componentes recuperados em cirurgias de revisão, motivadas por afrouxamento asséptico (GALLO et al., 2013; INGHAM; FISHER, 2000).

A atividade biológica se apresenta mais ativa em partículas de 0,1 a 1,0 micrometros, conforme vemos na Figura 9.

Figura 9 – Atividade biológica em função do tamanho das partículas



Fonte: L.Tipper et al.

3 REVISÃO DA LITERATURA

A degradação de um material "*in vivo*" é resultado de fenômenos mecânicos, físicos e químicos. São exemplos desse tipo de degradação: Abrasão, Adesão, Fadiga, Erosão, Oxidação e Corrosão (ZMITROWICZ, 2006).

Pela Tribologia clássica, desgaste pode ser definido como dano superficial ou perda de material de uma ou mais superfícies sólidas quando ocorre interação com movimentos relativos como deslizamento, rolagem ou impacto (BHUSHAN, 2013).

Considerando esta definição, uma simples medição do peso ou volume do componente recuperado comparados com a propriedade inicial seria o suficiente para determinar com exatidão a gravidade do desgaste. Entretanto, não existe um registro do peso ou do volume inicial dos componentes implantados, nem a possibilidade de incluir este processo no procedimento cirúrgico. As empresas fabricantes de próteses não fornecem detalhes da geometria do componente e de seu peso inicial, alegando se tratar de um segredo industrial, o que impede a aplicação do método de gravimetria.

Com os recursos tecnológicos de *Computational Aided Design* (CAD) é possível, através de uma tomografia, obter a geometria do componente recuperado, mas o método encontra barreiras no acesso ao modelo 3D dos fabricantes, como dito anteriormente.

Outro ponto a ser considerado são as ocorrências de deformação plástica em que ocorre a mudança permanente do componente sem alteração de volume, conforme vemos na Figura 10.

Figura 10 – Deformação plástica no componente de Polietileno

Fonte: Autor

Outro fator relevante quanto ao não uso da gravimetria é que o método não fornece informações suficientes para que o observador caracterize o dano e suas origens, posto ser necessária a observação de como ocorreu a perda de material.

Adotando a Tribologia como base para caracterizar os danos, podemos identificar os seguintes modos de desgaste:

3.1 ABRASÃO

Polimento (*Burnishing)* e Arranhamento (*Scratching*) são diferentes tipos de desgaste por abrasão (JIN et al., 2006). O retalhamento (*Shredding*) não é considerado em alguns estudos e é associado com o ingresso de partículas duras de cimento de *polymethyl methacrylate* entre a superfície do inserto de polietileno e o componente femoral (WALKER et al., 1981).

3.2 ADESÃO

Quando dois sólidos entram em contato e são pressionados um contra o outro de forma a resultar uma força normal (ou combinada normal e cisalhamento) entre suas superfícies de contato, pode ocorrer um fenômeno chamado adesão ou força de adesão (BHUSHAN, 2013).

O coeficiente de adesão é obtido por meio da equação:

$$\mu' = \frac{W'}{W} \tag{1}$$

Sendo:

$\mu' = Coeficiente\ de\ adesão\ [\ adm\ ]$

$W' = Força\ de\ adesão\ [N]$

$W = Força\ de\ compressão\ [N]$

A Força de Adesão (W') aumenta linearmente com o aumento da Força de Compressão, assim como com o tempo de duração do contato estático. A presença de lubrificantes geralmente reduz a força de adesão.

A adesão pode ser considerada como um fenômeno químico e mecânico, sendo que as ligações químicas (primárias) envolvem ligações covalentes, iônicas, eletrostáticas e metálicas enquanto as mecânicas envolvem interações intermoleculares, como ligações de hidrogênio e

de van der Waals, consideradas forças de atração secundárias e mais fracas por não envolver troca de elétrons.

Componentes de polietileno que apresentam superfícies mais congruentes[8] que o componente femoral apresentam predominância de desgaste por abrasão e adesão (HIRAKAWA et al., 1999).

3.3 FADIGA E FRATURA

Fadiga

Os polímeros, assim como os metais, também estão sujeitos a falhar por fadiga e fratura quando sujeitos a um carregamento cíclico. No entanto, microscopicamente, os mecanismos de formação de trinca são bem diferentes quando comparados com os metais, devido à sua estrutura molecular.

Caso a temperatura não apresente uma elevação significativa durante o carregamento cíclico, a fadiga térmica não ocorre e, portanto, o polímero irá falhar por fadiga mecânica, que de maneira similar aos metais, apresenta duas fases que podem ser observadas: a nucleação de trinca e a propagação da trinca.

Fratura em polímeros

A fratura nos polímeros é um fenômeno microscópico, pois não possui planos cristalográficos ou defeitos como nos metais. As cadeias cristalinas dos polímeros são mais complexas e podem ser consideradas como um empacotamento organizado das macromoléculas (CALLISTER, 2006). As ligações que governam as respostas mecânicas dos polímeros são as ligações covalentes (primárias) entre os átomos de carbono e as ligações secundárias de van der Waals, entre os segmentos moleculares.

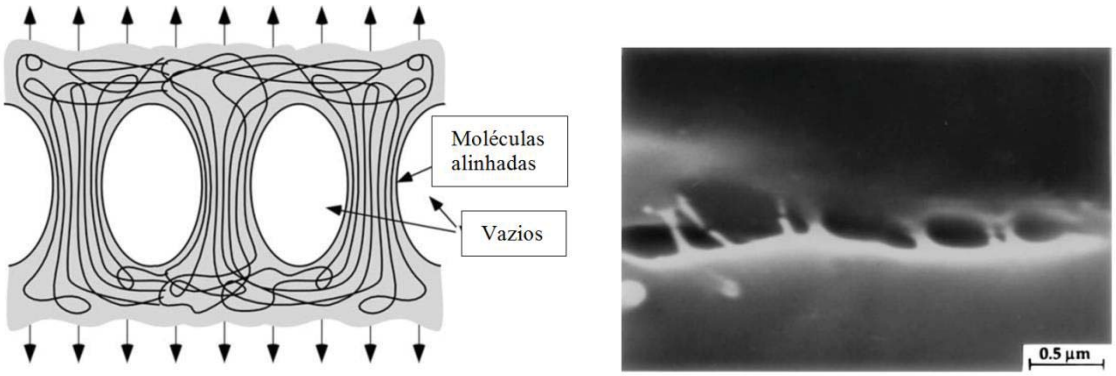
As propriedades que governam o fenômeno de fratura em polímeros são dureza e ductibilidade, incluindo a taxa de deformação, temperatura e estrutura molecular. Em altas taxas de deformação e baixas temperaturas (relativas à T_g), o polímero tende a ter um comportamento frágil. (ANDERSON, 2012).

A ocorrência de uma fratura em um polímero não necessariamente implica na quebra das ligações primárias. Isso ocorre graças à fluência na ponta da trinca, devido ao desembaraço entre as cadeias moleculares (*chain disentanglement*) antes de ocorrer a ruptura da cadeia (*chain scission*). Esse comportamento desempenha papel importante na continuidade da trinca

[8] Superfícies de mesma forma e tamanho.

(MENDEL; FURMANSKI, 2009) e tem como característica a formação de fendas e espaços vazios (*crazes*), também chamados de fendilhamento. (CALLISTER, 2006), antes da propagação da trinca. Este fendilhamento consegue suportar cargas e aumenta a resistência à propagação de trincas por absorver energia durante a deformação.

Figura 11 – Formação de fendas antes da separação total do material.



Fonte: Anderson

Alguns estudos apontam que a irradiação com refusão reduz a propagação das trincas por fadiga (MENDEL; FURMANSKI, 2009), ainda que reduza a capacidade de se deformar plasticamente devido à formação de ligações cruzadas. Como vimos anteriormente, também reduz o grau de cristalinidade, fazendo com que o material perda propriedades mecânicas (RIES; PRUITT, 2005).

3.4 OXIDAÇÃO

Além do processo de desgaste, a prótese implantada também sofre uma degradação natural causada pelo meio ao qual está exposta. Um processo de oxidação se inicia e, dependendo da intensidade, pode levar à total perda da integridade mecânica do componente (KURTZ; ORAL, 2015).

Nesse caso, o UHMWPE apresenta maior tendência à delaminação e redução da tensão de resistência média quando oxidado artificialmente (BELL et al., 1998).

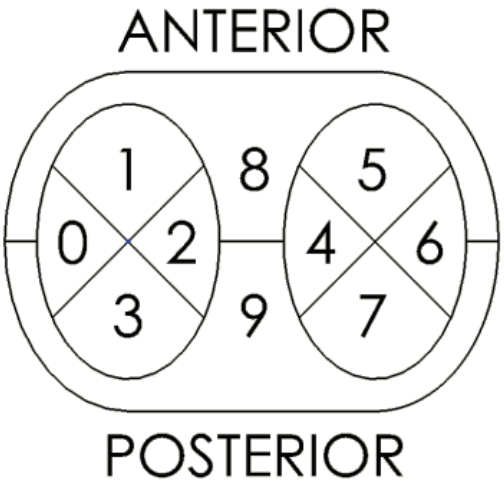
O processo ocorre via reação do oxigênio com os radicais livres criados durante o processo de irradiação. A literatura aponta para uma forte correlação entre o aumento dos níveis de oxidação e a redução do peso molecular. Além disto, a oxidação reduz a deformação plástica do UHMWPE na ponta das trincas, o que reduz a resistência à propagação das trincas (ANSARI; RIES; PRUITT, 2016b).

3.5 ESTADO DA ARTE - MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DO DESGASTE DE PRÓTESES RECUPERADAS

Em 1983, Roger W. Hood, Timothy M. Wright e Albert H. Burstein analisaram o desgaste de 48 amostras de componentes de UHMWPE de próteses de joelho e propuseram um método de avaliação de desgaste que ficou conhecido como Método Hood (HOOD; WRITGHT; BURSTEIN, 1983).

O método consiste em observar a superfície de contato articular da amostra recuperada com o auxílio de um microscópio de mesa e considerar um padrão de divisão de 10 subáreas conforme Figura 12. Com o objetivo de preservar a amostra da forma que foi retirada, não é recomendado marcar diretamente a superfície, o que leva o observador a considerar as áreas apenas visualmente.

Figura 12 – Padrão de divisão de subáreas proposto por Hood

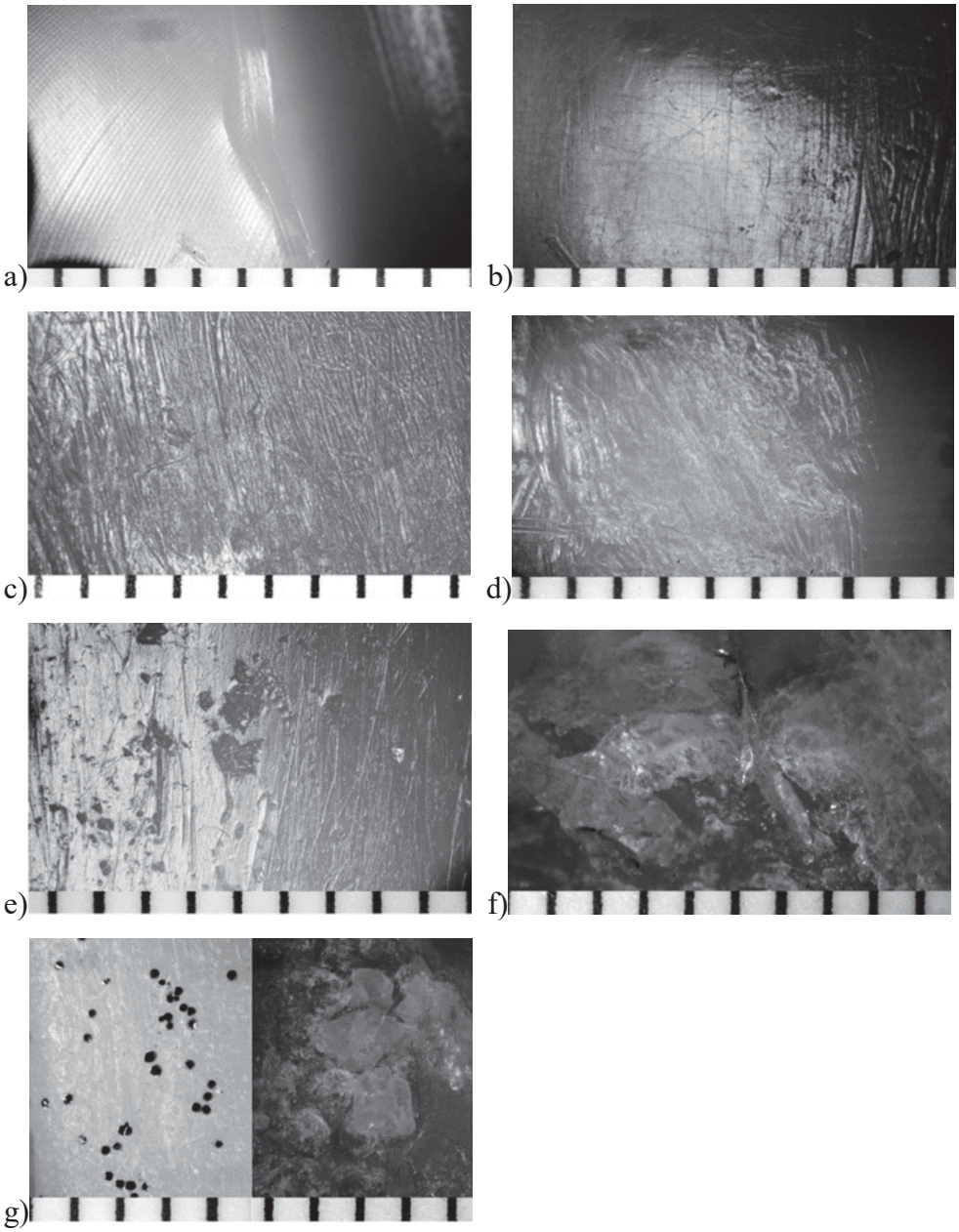


Fonte: Hood; Writght; Burstein

3.5.1 Modos de desgaste

Uma vez as áreas definidas pelo observador, este busca identificar os sete tipos de modos de desgaste, também propostos por Hood (HOOD; WRITGHT; BURSTEIN, 1983), e quantificar a área desgastada em cada região. As ilustrações da Figura 13 mostram seis dos sete modos de dano de superfície propostos por Hood. São eles:

Figura 13 – Modos de danos proposto por Hood (escala em mm):



Fonte: Harman et al.

Legenda:

a) deformação de superfície - *surface deformation*;
b) polimento – *burnishing*;
c) arranhado – *scratching*;
d) abrasão – *abrasion*;
e) pite – *pitting*;
f) delaminação - *delamination* e;
g) detritos incorporados - *embedded debris*.

.

Deformação de superfície

A deformação de superfície é um dano considerado por Hood, entretanto, não pode ser considerado um desgaste por não apresentar uma perda de material e sim uma alteração de geometria de volume e massa constantes.

Durante as avaliações de componentes recuperados realizadas pelo autor, a deformação plástica identificada em alguns componentes não possuía uma característica que pudesse ser associada à movimentação articular. As características da deformação levavam a crer que poderia ser proveniente do procedimento de extração do componente, porém não havia dados para embasar.

Sendo assim, como nem sempre é possível estabelecer a origem da deformação, este modo não será considerado no novo método.

Polimento

O polimento pode ser entendido com um desgaste superficial que torna a superfície mais polida e refletiva (reduz a rugosidade). Uma vez que a superfície do polímero já apresenta uma baixa rugosidade por ser uma superfície articular, isso implica liberação de partículas predominantemente menores que 1 μm, as quais representam maior risco de osteólise (GALLO et al., 2013).

Em próteses cujo o sistema articular tem a base fixa, a ocorrência de polimento é maior (LIZA et al., 2011a).

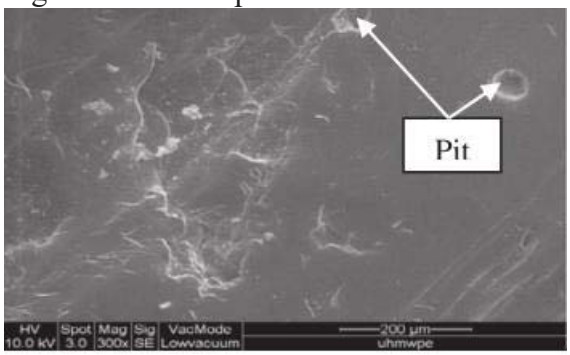
Abrasão e Arranhamento

Os dois modos de desgaste propostos por Hood: abrasão e arranhamento (conforme visto anteriormente na Figura 13, letras c e d), apresentam características similares quando ampliados em um microscópio, o que dificulta a classificação de cada modo.

Ambos podem ser identificados por meio de marcas e sulcos na superfície articular como arranhões. As superfícies dos componentes de contato articular possuem baixa rugosidade, e, por esse motivo, espera-se que o desgaste de origem abrasiva/adesiva seja predominantemente polimento. No entanto, as marcas e sulcos observados que caracterizam a abrasão podem ser atribuídos à inserção de partículas entre as superfícies advindas da cirurgia, como partículas de ossos e cimento de fixação (LU et al., 2010). *Pite* (ou *Pitting*)

O *pite* se origina de carregamentos compressivos cíclicos por rolamento e deslizamento. Levam à fadiga superficial (BRANDT et al., 2012; JIN et al., 2006; WALKER et al., 1981) e perda pontual de material, sendo também associados ao ingresso de partículas duras. O *Pite* é identificado como crateras de forma arredondada no plano superficial.

Figura 14 – Exemplo de Pite



Fonte: Liza et al.

Delaminação

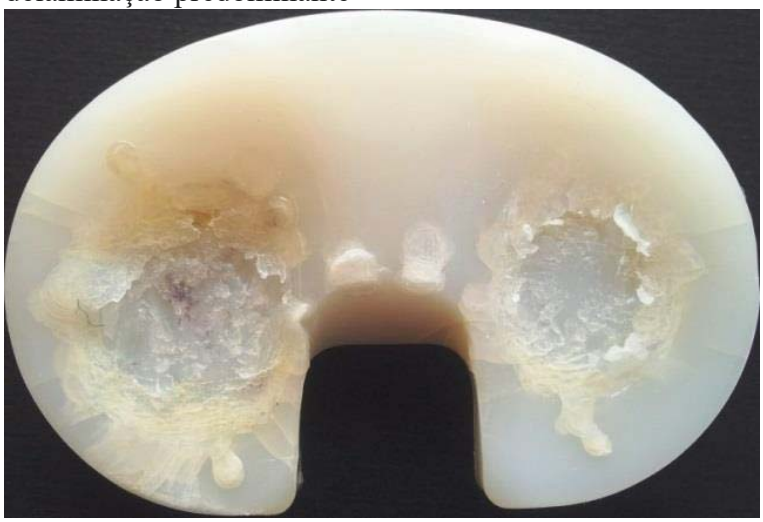
A delaminação é um dos modos de desgaste por fadiga mais comuns e, considerada como falha catastrófica (BELL et al., 1998), pode ser encontrada em vários estágios, tendo origem na fadiga interna ao material devido ao gradiente de altas tensões proveniente da pressão de contato de Hertz durante o deslizamento (JIN et al., 2006; LIZA et al., 2011a; WALKER et al., 1981). A delaminação também está associada aos pontos de maior oxidação e degradação do polímero nos componentes recuperados (LIZA et al., 2011a).

Componentes prensados a quente tem uma tendência a delaminar por ter a sua cristalinidade reduzida a 1 mm da superfície (BLUNN et al., 1992), somado ao fato da tensão equivalente de von Misses, posto o contato de Hertz e sua deformação serem maiores à aproximadamente 1 a 2 mm da superfície (SHANBHAG et al., 2000). Outro fator causador de delaminação é a existência de falhas de fusão no material (BLUNN et al., 1992).

A presença de delaminação foi associada à osteólise pelo pesquisador Goldvasser (GOLDVASSER et al., 2013), no entanto, não pode se afirmar que é a causa raiz da ocorrência de osteólise, pois quando a prótese falha a osteólise também já se encontra em um estágio avançado.

A delaminação pode se encontrar com a superfície ainda intacta, o que não acarreta nenhuma alteração na superfície externa, mas indica uma falha eminente, pois a movimentação desta camada superficial eventualmente fadiga e rompe, conforme vemos na Figura 15.

Figura 15 – K001 – Exemplo de superfície danificada com delaminação predominante



Fonte: Autor

A delaminação por pressão de fluido é uma característica da delaminação observada pelo autor durante a aplicação do método, mas não foi encontrada referências na literatura, portanto será tratada como uma hipótese.

A propagação da fratura de delaminação acontece de forma gradual e se apresenta na direção radial. É possível observar, em alguns pontos da margem da delaminação, uma propagação mais acelerada e uma descaracterização do restante do modo. Estes pontos perdem a direção radial e propagam em vários sentidos. Outro ponto importante a observar é que estamos à margem das regiões de maior pressão e degaste o que leva a crer que sua origem possa vir através da pressão dos fluidos sinoviais durante a movimentação.

Figura 16 – K001 – Exemplos de delaminação por pressão de fluido aprisionado

Fonte: Autor

Detritos incorporados

Hood e seus colegas consideraram a presença de partículas ou detritos incorporados na superfície do componente como um modo de desgaste.

Estes detritos, predominantemente advindos do processo cirúrgico, tais como partículas do cimento utilizado na fixação da prótese ou pequenos pedaços de ossos que se desprenderam durante a preparação da superfície óssea para a implantação da prótese.

Quando os detritos se encontram na superfície articular durante o movimento da articulação, são responsáveis pelos desgastes abrasivos, também chamados de desgastes de terceiro corpo.

Uma vez que a presença de detritos não representa um desgaste e que a abrasão já é um modo de desgaste avaliado, este modo não será considerado no método proposto.

3.5.2 Aplicação do método Hood

Uma vez as subáreas definidas e os modos de desgaste conhecidos, o observador irá avaliar a porcentagem de área danificada de cada área devido a cada modo de desgaste e aplicar a escala de severidade, conforme Tabela 3.

Tabela 3 – Escala de Severidade de Hood

% de área danificada	Escala de severidade
Nenhum dano aparente	0
AD < 10%	1
10% < AD < 50%	2
AD > 50%	**3**

Fonte: Hood; Writght; Burstein

Cada uma das dez áreas é pontuada para cada um dos sete tipos do modo de desgaste. A somatória de todas as notas é o grau de desgaste pelo método Hood (escala de 0 a 210).

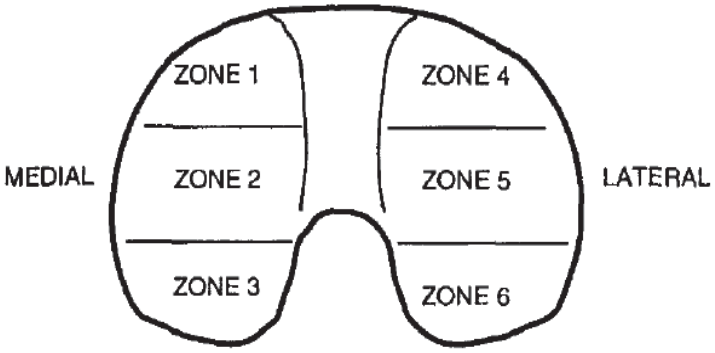
O observador pode dar uma nota maior a seu critério se a severidade do dano for considerada mais alta que a nota dada por extensão de área (HOOD; WRITGHT; BURSTEIN,

1983). Sendo sete modos de desgaste avaliados em dez regiões, isso totaliza 70 avaliações por componente e uma escala de 0 (sem desgaste) a 210 (desgaste máximo).

3.5.3 Métodos derivados

Com relação aos métodos derivados de Hood, Blunn (BLUNN et al., 1992, 1997), foram considerados somente os modos de desgaste polimento, delaminação, arranhamento, abrasão, cimentos incorporados e *pite*, excluindo a deformação de superfície proposta por Hood que propôs um novo padrão de divisão de áreas conforme Figura 17.

Figura 17 – Padrão de divisão de subáreas proposto por Blunn

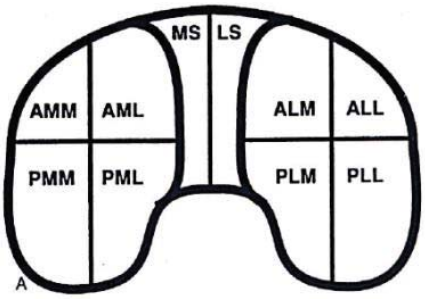


Fonte: Blunn

Blunn também utilizou uma escala de severidade alterada onde atribuía a nota 0 (quando não havia desgaste) a 5 (para desgaste severo), mas não detalhou quais os parâmetros definiam a avaliação.

Posteriormente, Wasielewski (WASIELEWSKI et al., 1994) adotou um sistema similar de divisão em subáreas e, baseado nos eixos anatômicos, nomeou as subáreas como Ântero-medial (AM), Ântero-lateral (AL), Posterior-medial (PM) e Posterior-Lateral (PL). Além disso, cada região foi subdividida em Medial e Lateral, conforme mostra a Figura 18. Apesar da geometria das subáreas ser mais simples, tanto a forma de considerar nas amostras como a escala de dano também se apoiam somente na percepção do observador: (0 = sem dano visível; 1 = desgaste suave [desgaste visível]; 2 = desgaste moderado and 3 = desgaste severo [perda considerável de material]).

Figura 18 – Padrão de divisão de subáreas proposto por Wasielewski



Fonte: Wasielewski et al.

Em 2001, Puloski classificou o modo de dano baseado nos modos de desgaste da Tribologia clássica (PULOSKI et al., 2001) e atribuiu pesos em função da área ocupada pelo modo de desgaste conforme Tabela 4.

Puloski atribuiu um maior peso aos modos delaminação e pite, mas não especificou qual critério que foi adotado para atribuição dos pesos. A escala de severidade adotada por Puloski utiliza dois parâmetros distintos em função da classe do dano. Para danos de Adesão, considera o efeito do dano na superfície, mas para danos provenientes de Abrasão e Fadiga, considera a proporção do dano com relação à área total da superfície de contato articular da amostra.

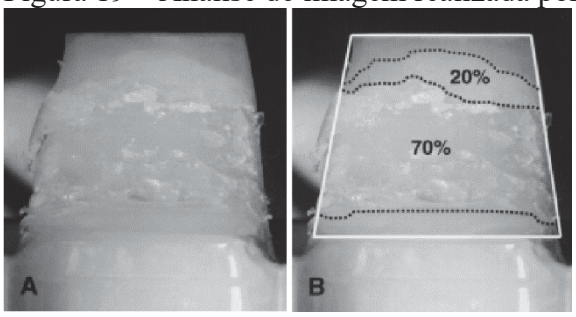
Tabela 4 – Escala de Severidade proposta por Puloski.

Mecanismo de desgaste	Modo de dano	Peso	Severidade	Acréscim	Nota final
Adesivo	Polimento	1	Fraco – Acabamento superficial alterado	0	1
			Moderado – perda completa do grão de usinagem	1	2
			Severo – Degrau palpável na região afetada	2	3
Abrasivo	Arranhamento, Abrasão, detritos incorporados	2	Fraco – Densidade de dano < 1/3 da superfície	0	2
			Moderado – Densidade de dano < 2/3 da superfície	1	3
			Severo – Densidade de dano > 2/3 da superfície	2	4
Fadiga	Delaminação e pite	3	Fraco – sub superfícies alteradas, superfície intacta	0	3
			Moderado – superfície removida, sub superfície exposta	1	4
			Severo – Desgaste notável na sub superfície exposta	2	5

Fonte: Puloski et al..

Puloski utiliza o auxílio de um microscópio como suporte da avaliação visual realizada pelo observador, mas também utiliza a análise de imagens processada por meio de um software de análise para obter as quantidades de área danificada, conforme Figura 19.

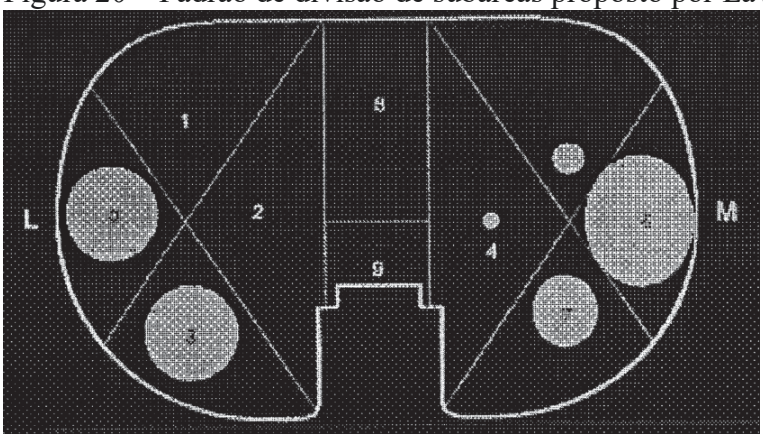
Figura 19 – Análise de imagem realizada por Puloski



Fonte: Puloski et al.

No mesmo ano, Lavernia (LAVERNIA et al., 2001a) adotou um padrão de divisão de áreas em forma de "X" como Hood (Figura 20). Utilizando uma máquina especialmente desenvolvida para medir a profundidade dos desgastes e suas coordenadas com um sistema de coordenadas cartesiano fixo, Lavernia buscou estimar a perda de material oriunda do desgaste.

Figura 20 – Padrão de divisão de subáreas proposto por Lavernia

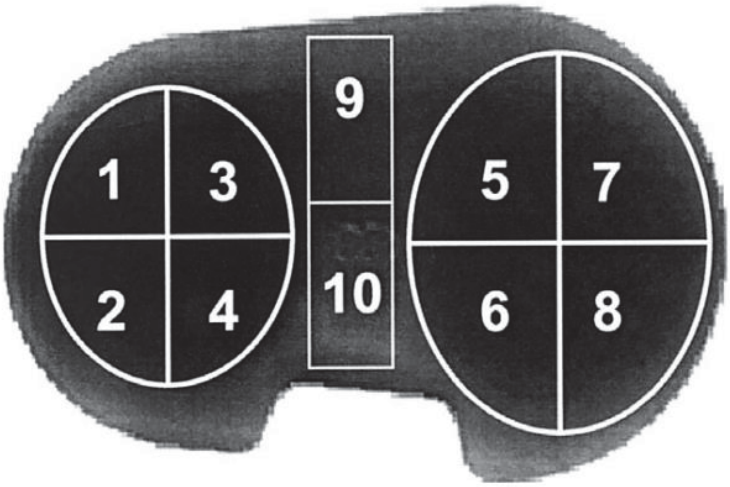


Fonte: Lavernia et al.

Em 2003 foi utilizada Micrografia Ótica[9] para registrar as imagens dos danos avaliados (MURATOGLU et al., 2003). O autor propôs um novo modelo de divisão de áreas, conforme Figura 21.

[9] Micrografia ótica é a captura de imagens obtidas de um microscópio.

Figura 21 – Padrão de divisão de subáreas proposto por Muratoglu.



Fonte: Muratoglu et al.

Muratoglu considerou apenas seis dos sete modos de dano propostos por Hood, excluindo a deformação superficial de larga escala, pois nenhuma das 79 amostras apresentou este dano.

A graduação de severidade adotada foi a mesma de Hood, porém para a avaliação de *pites*, foi proposto um fator multiplicador em função do tamanho do *pite*, conforme visto no Quadro 3, ou seja, após a avaliação da extensão do dano do *pite*, a sua nota era multiplicada pelo fator de tamanho. O autor afirma que foram encontrados *pites* menores que 100 μm de diâmetro em todas as áreas.

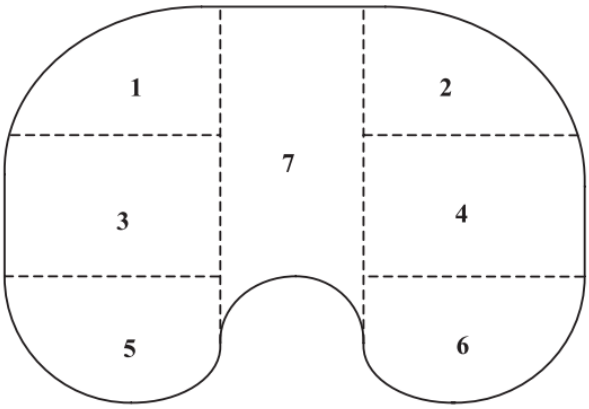
Quadro 3 - Fator de tamanho proposto por Muratoglu

Fator de tamanho	Critério
1	> 1 mm de diâmetro do pite
2	1 mm > diâmetro do pite > 100 μm
3	< 100 μm de diâmetro do pite

Fonte: Muratoglu et al.

Em 2005, John H. Currier, Matthew A. Bill e Michael B. Mayor propuseram um padrão semelhante ao proposto pro Blunn, de subáreas horizontais, conforme Figura 22, também apoiado na observação do avaliador.

Figura 22 – Padrão de divisão de subáreas proposto por Currier.



Fonte: Currier et al.

Currier e seus colegas também propõem uma escala de dano mais simples que Puloski, sem levar em conta a área ocupada pelo dano (CURRIER; BILL; MAYOR, 2005), considerando apenas o tipo de desgaste existente em cada subárea da amostra conforme visto na Tabela 5.

Tabela 5 - Escala de desgaste proposta por Currier (Currier et al., 2005)

Pontuação	Descrição do desgaste
0	Sem evidências de desgaste in vivo
1	Evidência de polimento, arranhamento de severidade fraca
2	Evidência de desgaste significativo, incluindo pite, rachaduras, delaminação que reduzam a espessura do componente.
3	Desgaste severo, com perda de material mensurável através de *pite*, delaminação ou rachadura.

Fonte: Currier et al.

Brandt seguiu um conceito similar ao de Wasielewski e Blunn, definindo uma escala de pontuação relacionada com a área danificada e também de cada subárea, porém de intervalos iguais, conforme Tabela 6. Brandt ainda propôs uma escala de severidade, sendo 0 = nenhum dano, 0,33 = dano leve, 0,66 = dano moderado e 1 = severo (BRANDT et al., 2012).

Tabela 6 – Escala de área de Brandt

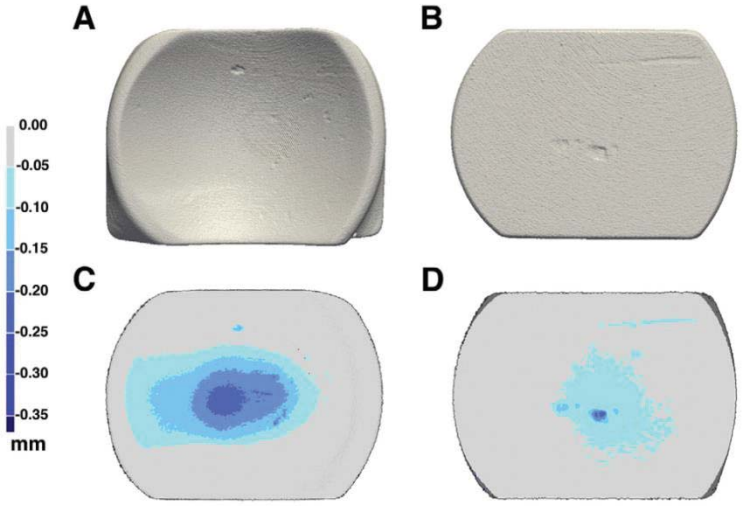
Porcentagem de área danificada	Escala de Área Danificada (EAD)
0 to 10%	1
>10% to 20%	2
>20% to 30%	3
>30% to 40%	4
>40% to 50%	5
>50% to 60%	6
>60% to 70%	7
>70% to 80%	8
>80% to 90%	9
>90% to 100%	10

Fonte: Brandt et al.

Estudos recentes utilizaram técnicas de micro tomografia computadorizada (MicroCT) (TEETER et al., 2017), conforme exemplificado na

Figura 23, ou escaneamento à Laser em 3 dimensões (3D Laser Scan) (ANDERSON et al., 2017; STONER et al., 2013) para mapear a geometria da amostra e comparar com uma geometria reconstruída de forma computacional. Estes métodos visam quantificar a perda de material, calcular a taxa de desgaste anual e comparar o resultado com a Escala de Hood.

Figura 23 – Exemplo de imagem obtida por 3D MicroCT



Fonte: Teeter et al.

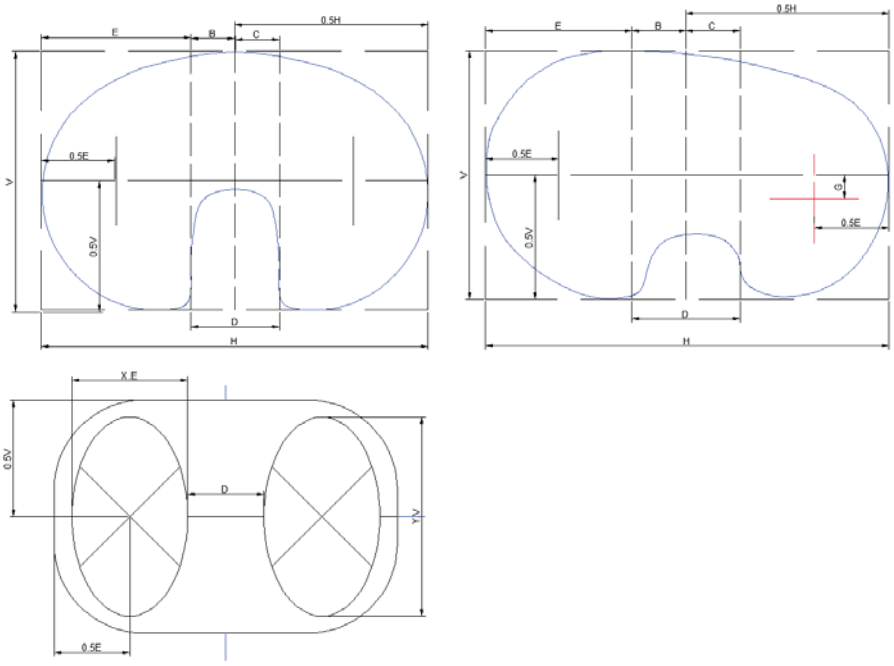
4 METODOLOGIA

Todo o processo demanda de precisão e padronização para que todas as métricas de avaliação de resultados possam ser validadas e as causas de possíveis falhas sejam identificadas de imediato. Para tal, se faz necessária uma metodologia a ser seguida por todos os envolvidos.

4.1 ABRANGÊNCIA DO DANO - CÁLCULOS DAS ÁREAS DANIFICADAS.

O sistema de divisão de área em regiões proposto por Hood e seus colegas, bem como suas variações, não consideram a variação de geometria entre modelos (assimetria, por exemplo) e tamanhos dos componentes de UHMWPE, como exemplificado pela Figura 24. A ausência de uma diretriz detalhada que estabelecesse como determinar as dimensões do padrão e como aplicá-las na peça, acarreta uma tomada de decisão subjetiva e arbitrária, que, prejudica a repetibilidade das avaliações entre observadores.

Figura 24 – Exemplo de parâmetros topográficos



Fonte: Autor

Outros métodos derivados do método Hood (BLUNN et al., 1992; BRANDT et al., 2012; CASEY et al., 2007; CONDITT; STEIN; NOBLE, 2004; CURRIER; BILL; MAYOR, 2005; GOLDVASSER et al., 2012; HIRAKAWA et al., 1999; LAVERNIA et al., 2001a; LU et al., 2010; MURATOGLU et al., 2003; PATERSON et al., 2013; PULOSKI et al., 2001;

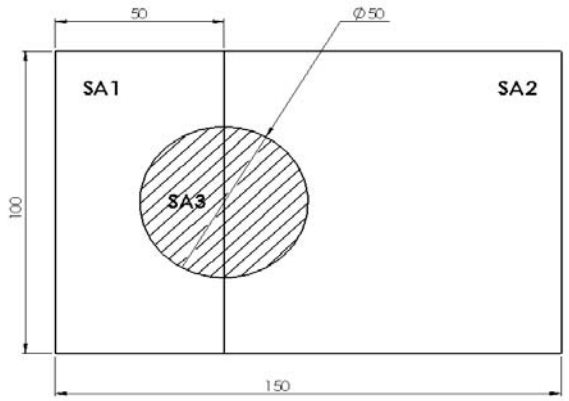
WASIELEWSKI et al., 1994) propuseram variações de geometria das regiões, a fim de simplificar o cálculo da área danificada. Entretanto nenhum dos métodos, assim como Hood, propuseram diretrizes para definir e aplicar as áreas.

Mesmo que fosse possível definir um padrão geométrico específico para cada componente, a aplicação deste padrão na superfície não se mostrou viável, uma vez que não foi especificado por nenhum autor qual a forma de aplicar das áreas nem é prática dos laboratórios fazer marcas permanentes na peça.

A equação para a cálculo de área da elipse não representa dificuldade, no entanto se forem consideradas as subáreas de uma divisão ortogonal a 45º graus, somadas à dificuldade de estabelecer a área danificada de cada modo por região, o cálculo da porcentagem de área inviável torna a avaliação de área mais qualitativa do que quantitativa. Alguns padrões de áreas propostos apresentam áreas mais simples que facilitam o cálculo da subárea projetada.

Ainda assim, os métodos que se baseiam na porcentagem da área danificada em função de uma subárea apresentam, conforme exemplificado na Figura 25, um potencial de erro: observa-se uma área de 100 mm x 150 mm. Esta área representa a área total projetada de um componente de polietileno. Considerando duas subáreas (SA), conforme os métodos citados anteriormente recomendam, tem-se a Subárea 1 (SA1) de 5000 mm^2 de área e a Subárea 2 (SA2) de 10000 mm^2 de área. Um suposto dano cobre a subárea circular (SA3) e possui uma área de 1963,5 mm^2, sendo que metade (981,75 mm^2) está em SA1 e a outra em SA2.

Figura 25 – Exemplo de área hipotética.



Fonte: Autor
Legenda: Subárea 1 (SA1), Subárea 2 (SA2) e Área danificada (SA3).

Calculando quanto representa a porcentagem de dano da parcela de SA3 em relação a SA1 e SA2 obtêm-se:

$$\frac{0{,}5, SA3}{SA1}.100 = \frac{981{,}75}{5000}.100 = 19{,}6\% \rightarrow Hood\ Score = 2 \qquad (2)$$

$$\frac{0{,}5, SA3}{SA2}.100 = \frac{981{,}75}{10000}.100 = 9{,}8\% \rightarrow Hood\ Score = 1 \qquad (3)$$

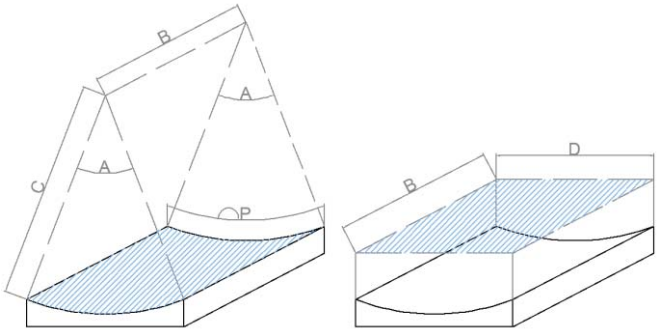
Este exemplo, que possui maior acurácia em comparação com a avaliação do observador, demonstra que para uma mesma área de dano resultam notas distintas na avaliação, o que evidência um erro conceitual do método.

Por outro lado, alguns padrões de subáreas são uma importante referência sobre a concentração de danos na superfície do componente e podem ser utilizadas em simulações, correlações e outras análises de mecanismos de desgaste (HIRAKAWA et al., 1999).

Em 2004, Puloski utilizou processamento de imagem para obter a porcentagem de área danificada de uma região, mas diante do que foi exposto com relação a considerar a porcentagem de dano em função da subárea, o método de Puloski, apesar de mais acurado, possui a mesma fragilidade dos demais métodos.

Tanto no método Hood quanto em suas variações, é importante observar que as áreas consideradas não são as áreas reais do componente, mas sim a área projetada no microscópio, conforme Figura 26.

Figura 26 – Área real (esq.) e Área projetada



Fonte: Autor

O método proposto toma como referência a Área Total Projetada (ATP) para fins de cálculo da proporção de dano uma vez que não é possível obter a Área Total Real (ATR), devido a superfície do contato articular ter uma característica côncava variada.

Adotando o mesmo conceito de área projetada para as áreas danificadas, chamadas doravante de Área de Dano Projetada (ADP), é possível obter a proporção do desgaste com relação ao todo por meio da Equação:.

$$ADP\ [\%] = \frac{ADP\ [mm^2]}{ATP\ [mm^2]}.100 \qquad (4)$$

Apesar dos erros de conceito encontrados nos métodos que adotam subáreas como referência, a setorização e observação da concentração de dano por setor é um dado considerado importante por alguns autores. Em consideração a este fato, foi implementado no aplicativo uma divisão da ATP para o cálculo da distribuição de área danificada por subárea.

No entanto, para que não ocorresse o mesmo erro dos métodos citados anteriormente, a porcentagem de Área Danificada Projetada por Subárea (ADPS) é calculada em relação a ATP, conforme Equação (5).

$$Porcentagem\ de\ ADPS\ [\%] = \frac{ADPS}{ATP}.100 \qquad (5)$$

Seguindo esse método de cálculo, as variações dos tamanhos das subáreas não influenciarão no valor do dano com relação ao todo, eliminando a probabilidade dos erros apontados anteriormente.

4.2 MODOS DE DESGASTE

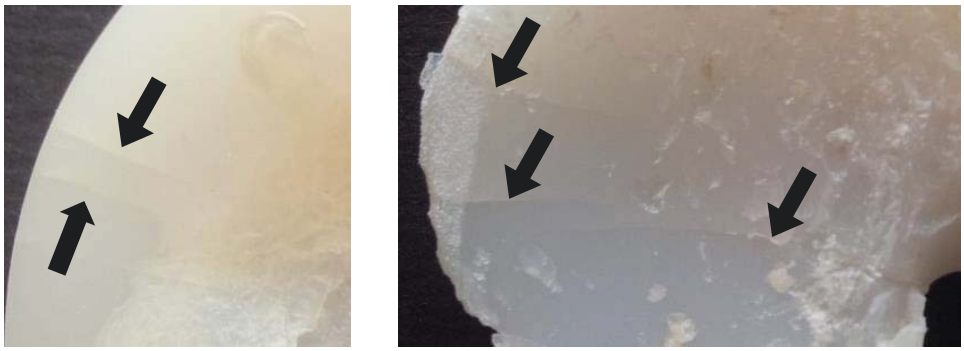
Além dos modos de desgaste descritos anteriormente, alguns modos de desgaste que o método de Hood e suas variações não consideram, foram encontrados nas amostras durante as avaliações pelo Autor.

Fratura Axial

A fratura axial é identificada como linhas de fraturas que nascem da lateral do componente e propagam ao centro de compressão da superfície de contato articular, conforme exemplificada na Figura 27. Ocorre pela fadiga das superfícies laterais em função das forças de tração resultantes e originárias da compressão do componente femoral contra o componente de polietileno.

Apesar de não alterar sensivelmente a geometria da superfície articular, esta fratura tende a se propagar e levar à separação total de partes do componente.

Figura 27 – Fraturas axiais nos componentes analisados.



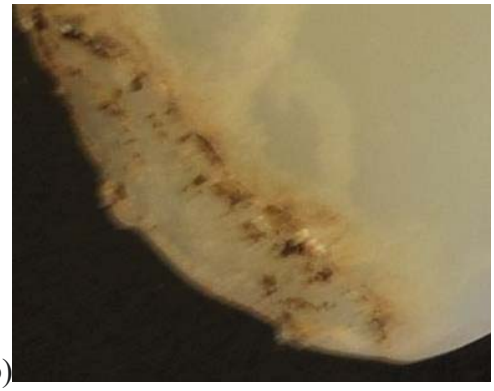
Fonte: Autor

Fratura total e perda de material

A deformação identificada na amostra k004, conforme observado na

Figura 28a, não pode ser considerada uma deformação simples e nem é passível de ser pontuada pelo método de Hood, pois extrapola os limites da geometria inicial. Outro tipo de dano não contemplado pelo método Hood é a perda severa de material conforme observado na Figura 28.

Figura 28 – Deformação severa e perda de material observadas nas amostras K004(a) e K006 (b).

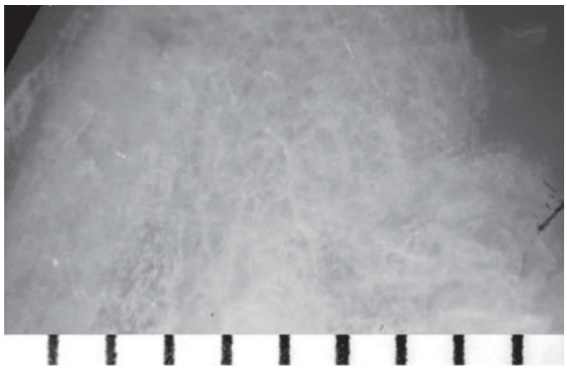
a) b) 

Fonte: Autor

Fratura Superficial

A Fratura superficial pode ser um estágio avançado da delaminação, que pode ocorrer devido à presença de *pite* na superfície delaminada (perda de material de superfície) ou simplesmente pela fadiga da superfície conforme demonstra a Figura 29 a seguir.

Figura 29 – Exemplo de fratura superficial



Fonte: Harman, Cristofolini, Erani, Stea, & Viceconti,

É considerada uma falha muito relevante, pois descaracteriza por completo a geometria da superfície articular, podendo ocorrer a liberação de corpos laminares no organismo. Portanto, baseado na literatura e nas observações dos componentes durante avaliação, serão adotados no método os modos de desgaste descritos no Quadro 4.

Quadro 4 - Modos de desgaste adotados

Modo de desgaste	Mecanismo de desgaste	Características
Polimento	Abrasão durante o movimento relativo entre superfícies	- Superfície polida e refletiva; - Liberação de partículas <1 mm
Abrasão	Abrasão por partículas encontradas entre superfícies	- Marcas e sulcos; - Liberação de partículas <1 mm
Pite	Adesão, fadiga e fratura	- Porções pontuais da superfície faltantes - Liberação de partículas >1 mm
Delaminação	Fadiga e Fratura	- Descolamento de laminas paralelas a superfície de deslizamento
Fratura Superficial	Fadiga e Fratura	- Superfície craquelada - Perda parcial de material da superfície de articulação
Fratura axial	Fadiga e Fratura	- Fraturas originárias das bordas do componente propagada em direção ao centro, sem separação de partes
Fratura total	Fadiga e Fratura	- Fratura qualquer que resulte em separação de grandes partes do componente
Outros	-	- Qualquer outro dano não listado acima

Fonte: Autor

4.3 ESCALA DE SEVERIDADE

A escala de severidade proposta por Hood não apresenta uma divisão linear da área danificada. A nota zero, representa nenhum dano, o que implica a primeira nota medir apenas a existência ou não do modo de dano na peça. Uma vez constatado o dano, o observador deve avaliar a severidade do dano pela sua área de abrangência, calculando sua porcentagem de área danificada com relação à área avaliada. A nota 1 para áreas menores de 10%, nota 2 para áreas de 10% a 50% e nota 3 para áreas danificadas maiores que 50% da região avaliada, ou seja, a escala não consegue transmitir de forma precisa quão danificada está a peça.

Além disso, o método encobre a variação de percepção de área entre os observadores. Se um observador avalia que um determinado dano com 12% de abrangência e um segundo como 40%, ambos vão pontuar o dano com nota 2. Essa variação de avaliação pode ocorrer em função de um erro embutido na avaliação de cada observador e também na variação das posições e dimensões das áreas consideradas.

Em 2001, Puloski propôs uma escala de severidade ponderada para pontuar a severidade do dano. A Tabela 4 – Escala de Severidade proposta por Puloski. proporciona uma descrição da condição de cada dano, que dá suporte ao observador na sua avaliação e à nota a ser atribuída. O autor considerou alguns dos mecanismos da Tribologia e mecânica da fratura, o que é positivo, porém, nos modos abrasivos, também considerou a área danificada de uma determinada região.

Muratoglu atribuiu pesos aos tamanhos dos *pites* porém, uma vez empregando a escala de severidade de Hood, o fator de tamanho foi aplicado em toda uma população de *pites*, sem diferenciar a distribuição de tamanhos; uma vez que todas as áreas possuiam *pites* menores que 100 μm de diâmetro, o fator de tamanho apenas avaliou a amostra como mais danificada, sem dar dimensão à extensão do dano.

Currier propôs um método de severidade mais simples que o método de Puloski, ignorando a extensão do dano e considerando apenas uma escala de pontuação baseada na descrição dos danos.

Nenhum autor faz uma clara distinção do que é considerado como severidade. Observa-se que alguns consideram a abrangência do dano e outros o efeito do dano na geometria original.

Para o desenvolvimento desta escala, é importante conceituar a finalidade da escala de severidade.

Se o objetivo for medir apenas o quão desgastado está o componente, as novas técnicas para obter a quantidade de material perdido, utilizando laser ou as medidas de abrangência (áreas danificadas), já representam esta informação, o que dispensaria a necessidade de uma escala que diferenciasse os modos de desgaste.

4.3.1 Considerações

Conforme visto anteriormente, o objetivo da escala de severidade é atribuir um peso que diferencie o modo de desgaste e represente o quão o componente está desgastado e quanto seu funcionamento está comprometido.

Ao se considerar a falha de uma prótese de forma abrangente, nota-se diversos fatores que contribuem e devem ser considerados, entre outros, o número de revisões e características: do paciente (obesidades, diabetes, artrite reumatoide); da cirurgia (alinhamento, tamanho); do modelo da prótese. Por este motivo, adota-se apenas o aspecto da performance do componente de polietileno, no qual entende-se que o componente começa a falhar quando deixa de atender totalmente ou parcialmente algum dos propósitos anatômicos, biológicos e mecânicos listados anteriormente. O peso do modo será o número de propósitos não atendidos.

Pode-se considerar que todos os detritos liberados no organismo irão acarretar alguma resposta biológica por menor que seja, no entanto, a osteólise é uma resposta diferenciada que impacta diretamente na vida útil da prótese e também na saúde do paciente. Por esta razão, o modo de dado que gera detritos de tamanhos relacionados com a ocorrência de osteólise terá um acréscimo no peso.

Foi considerado que, o processo de desgaste que descaracteriza o componente leva este à falha total conforme Tabela 7.

Tabela 7 – Modos de desgaste seu impacto considerado

Propósitos	Características	Po	Ab	Pi	De	FS	FA	FT
Anatômicos	- Estabilizar a articulação;					X		X
	- Evitar contato anormal como impacto entre as partes;						X	X
	- Prevenir deslocamentos;					X		X
Mecânicos	- Transmitir de forma efetiva a carga articular;				X	X		X
	- Possuir alta resistência à alta carga fisiológica, evitando falha por fadiga, mudança de geometria ou fratura do componente;			X	X	X	X	X
	- Possuir ampla superfície de contato de forma a garantir baixas tensões e prevenir desgaste, erosão, fluência do componente (ou inserto) de polietileno.	X	X	X		X	X	X
Biológicos	- Ser biocompatível;	X	X			X	X	X
	- Ter tolerância a desalinhamento da superfície;	X	X	X		X	X	X

Fonte: Autor

Sendo assim, serão adotados pesos em função dos propósitos não atendidos, como observado da Tabela 8.

Tabela 8 – Tabela de critérios para atribuição de peso na Escala de Severidade (ES)

Modo de desgaste	Características	Propósitos não atendidos			ES
		A	M	B	
Polimento	- Superfícies polida e refletiva; - Liberação de partículas <1mm	0	1	3	4
Abrasão	-Marcas e sulcos; - Liberação de partículas <1mm	0	1	3	4
Pite	- Porções pontuais da superfície faltante; - Liberação de partículas >1mm	0	2	1	3
Delaminação	- Descolamento de lâminas paralelas à superfície de deslizamento - Superfície craquelada	0	2	0	2
Fratura superficial	- Perda parcia de material da superfície de articulação	2	3	2	5
Fratura axial	-Fraturas originárias das bordas da componente propaganda em direção ao centro, sem separação de partes	1	2	2	5
Fratura total	-Fratura qualquer que resulte em separação de grandes partes do componente	3	3	2	8

Fonte: Autor

Legenda:

A = Anatômicos (0 a 3)

M = Mecânicos (0 a 3)

B = Biológicos (0 a 2; +2 para risco de osteólise)

Ressaltando que o objetivo do estudo do desgaste dos componentes, incluindo o desenvolvimento do método, é aumentar a vida útil do componente e preservar a saúde e qualidade de vida do paciente, é importante levar em consideração as principais causas de revisão apontadas nos relatórios anuais da NJR.

Nos últimos cinco anos, das seis principais causas de revisão, conforme mostra a Tabela 9, podemos destacar o "afrouxamento asséptico", que pode ser associado à fixação inadequada, perda de fixação mecânica ao longo do tempo ou perda biológica causada por osteólise induzida por particulas de polietileno. Sabe-se também que a osteólise induzida por particulas de polietileno tem maior ocorrência em partículas de tamanhos de 0,1 a 1,0 micrômetros.

Tabela 9 – Principais causas de revisão – Média últimos 5 anos

Causa de revisão	**Média dos últimos 5 anos**
Afrouxamento asséptico	32,5 %
Outras causas	13,2 %
Dor	16,1 %
Infecção	13,2 %
Instabilidade	14,2 %
Desgastes do componente de PE	10,6 %
Lise	8,3 %

Fonte: Autor

A delaminação é considerada uma falha catastrófica da prótese, no entanto, se consideramos a osteólise como uma das principais causas do afrouxamento asséptico, os modos de desgaste que têm como característica a liberação de partículas de 0,1 a 1,0 micrometros podem ter um papel mais significativo na vida útil do componente.

Existe forte associação dos modos de desgaste adesivos e abrasivos (polimento e abrasão) com o processo de osteólise e afrouxamento asséptico, no entanto é um processo cumulativo que pode estar dentro da expectativa de vida do componente e por isso não será atribuído um peso em função da causa.

Desta forma, a abordagem não considera a quantidade de material perdido pelo componente durante o período "*in vivo",* mas sim o efeito do modo de desgaste na caracterização da falha.

A escala de severidade passa a representar o quão danoso o efeito de determinado modo de desgaste pode ser à vida útil do componente. Associar a severidade à abrangência do modo de dano passa a representar a condição do componente com relação ao seu potencial de falha.

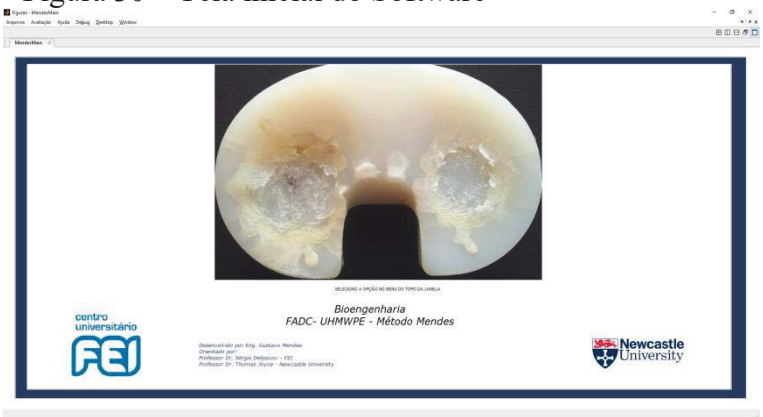
4.4 PROCESSAMENTO DA IMAGEM

Previamente foi desenvolvido pelo próprio autor um aplicativo em Matlab® que possui em seu algoritmo algumas ferramentas de processamento de imagem e permita o avaliador selecionar e calcular a porcentagem de área danificada e sua escala de dano.

Este aplicativo foi desenvolvido em conjunto com o Laboratório de Bioengenharia, da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade de Newcastle – Reino Unido, orientado pelo Professor Dr. Thomas Joyce[10] e obteve uma melhora significativa na concordância entres avaliadores.

Ao iniciar a análise, o usuário carrega no software uma imagem nítida com resolução de 3600 x 2400 pixels e, preferencialmente, com fundo escuro com escala milimétrica, para tratamento inicial conforme mostra Figura 30. A imagem pode ser obtida por meio de uma máquina digital profissional ou por um celular que possua uma câmera equivalente.

Figura 30 – Tela inicial do Software

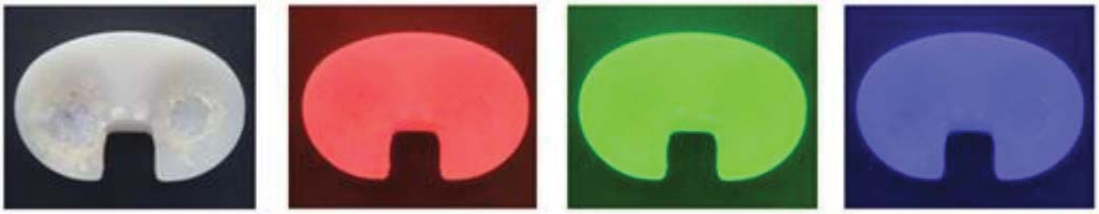


Fonte: Autor

O primeiro processamento da imagem é a conversão da imagem carregada colorida padrão RGB[11] para uma imagem em escalas de cinza. Uma imagem colorida é armazenada digitalmente na forma de três matrizes de cor sobrepostas, conforme visto na Figura 31.

[10] http://www.ncl.ac.uk/mech/staff/profile/thomasjoyce.html#background
[11] Referente ao padrão de cor formado pelas cores Vermelho (*Red*), Verde (*Green*) e Azul (*Blue*)

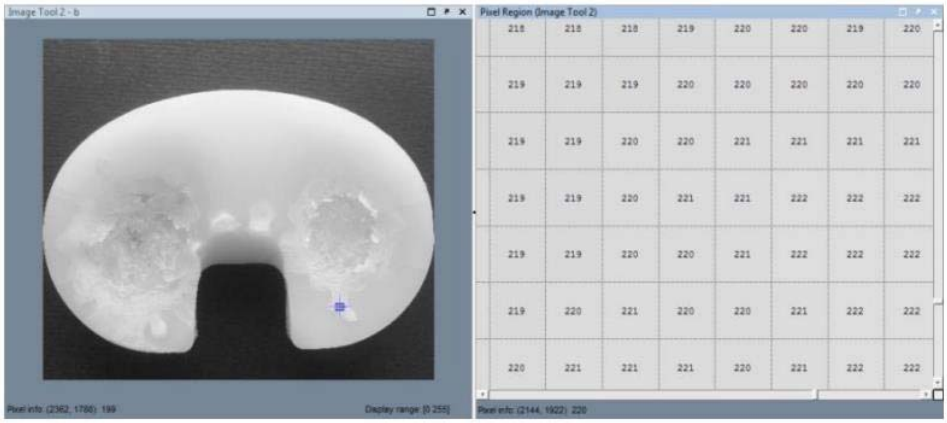
Figura 31 – Imagem original (esq); Decomposição de cores padrão RGB



Fonte: Autor

Quando a imagem é convertida para uma escala de cinza, as três matrizes de cores são transformadas em uma única matriz. Os valores desta matriz representam a intensidade de cor convertida em um tom de cinza, conforme Figura 32.

Figura 32 – Matriz das escalas de cinza



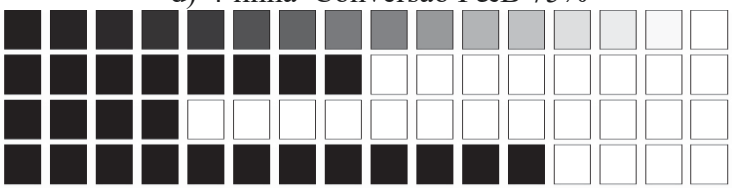
Fonte: Autor

O último processamento é a conversão da imagem em escala de cinza para uma imagem binária em Preto e Branco (P&B).

O aplicativo permite que o avaliador ajuste o ponto de corte da conversão da escala de cinza para o P&B, ou seja, todos os valores de tons de cinza acima do ponto corte passam a ser brancas (valor igual a 1) e todas abaixo, passam a ser pretas (valor igual a 0), conforme Figura 33.

Figura 33 – De cima pra baixo:

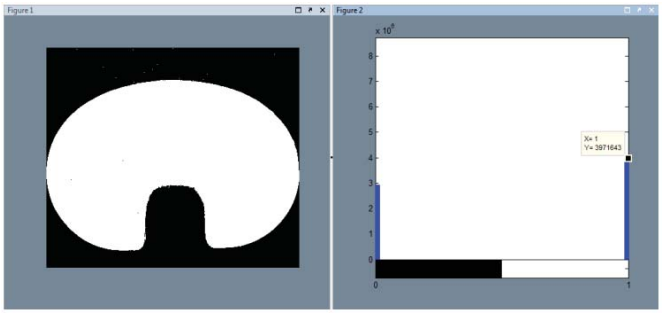
a) 1ª linha-Escala de cinza 16 tons em cima;
b) 2ªlinha–Conversão P&B 50%;
c) 3ªlinha–Conversão P&B 25%;
d) 4ªlinha–Conversão P&B 75%



Fonte: Autor

A imagem P&B, por ser binária, perde a maior parte da qualidade de fotografia e se torna apenas uma silhueta, conforme Figura 34.

Figura 34 – Conversão da imagem para P&B a 50%



Fonte: Autor

No entanto, uma imagem de fundo escuro ou contrastante permite que se separe a área projetada do fundo da peça e, aplicando valor de conversão de pixels para milímetros e uma calibração do tamanho da peça real, é possível obter a área projetada da peça pela Equação:

$$ATP\ (mm^2) = ATP.\rho^2.\Phi^2 \qquad (6)$$

Sendo,

$\rho =$ Constante de conversão $Pixel\ para\ milímetro\ \left[\frac{mm}{pixels}\right]$

$ATP\ = número\ de\ pixels\ brancos\ (= 1)$

$\Phi = Fator\ de\ calibração\ para\ alterar\ o\ tamanho\ da\ imagem$ para escala 1: 1

Estes conceitos foram implementados no aplicativo de avaliação de desgaste na área de seleção de área total projetada, conforme figura 35:

Figura 35 – Layout da janela de seleção de área do aplicativo

Fonte: Autor

4.4.1 Calibração e ajuste de tamanho

A resolução da imagem irá definir o número de pixels e o tamanho da matriz. Quanto maior a resolução da imagem, melhor será a visualização pelo avaliador, além de permitir que a imagem seja ampliada com qualidade durante a avaliação.

No entanto, uma imagem com alta resolução não necessariamente representa o tamanho real do componente. Para obter a ATP do componente avaliado, é necessário que o número de pixels contados seja de uma imagem em escala 1:1.

Foi desenvolvida uma ferramenta de calibração em que o avaliador seleciona um segmento de medida conhecida na imagem e insere o valor medido.

Utilizando uma ferramenta de medida linear do Matlab®, o avaliador pode medir uma distância, conhecida em milímetros, em pixels e, por meio da Equação abaixo, obter o fator de calibração para converter os resultados de área de uma imagem em escala 1:1.

$$\Phi = \frac{Lm}{L.\rho} \tag{7}$$

Sendo,

$Lm = Comprimento\ conhecido\ [mm]$

$L = Comprimento\ medido\ [pixels]$

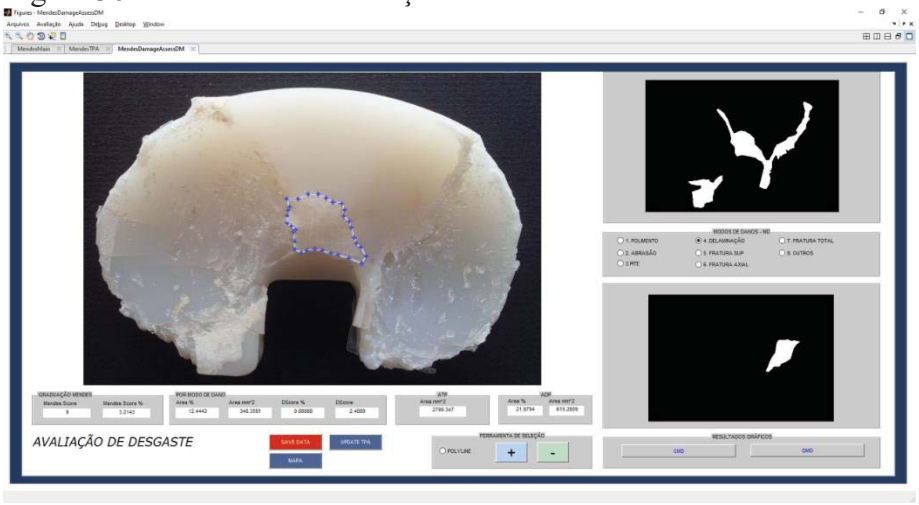
$\rho =$ Constante de conversão $Pixel\ para\ milímetro\ \left[\frac{mm}{pixels}\right]$

Esta ferramenta permite obter o valor da área projetada e pode ser utilizada em uma imagem que possua uma escala conhecida ou utilizando uma medida conhecida do componente. Se a amostra já foi avaliada por outro observador e o fator de calibração conhecido, o aplicativo permite que o fator de calibração seja inserido manualmente.

4.4.2 Ferramentas de seleção

Dependendo do quão desgastada a amostra estiver ou caso a amostra possua alguma marca, o conversor P&B pode não resultar na Área Total Projetada e o avaliador deverá corrigir por meio de uma ferramenta de seleção, adição e subtração de área, conforme Figura 36.

Figura 36 – Ferramenta de seleção

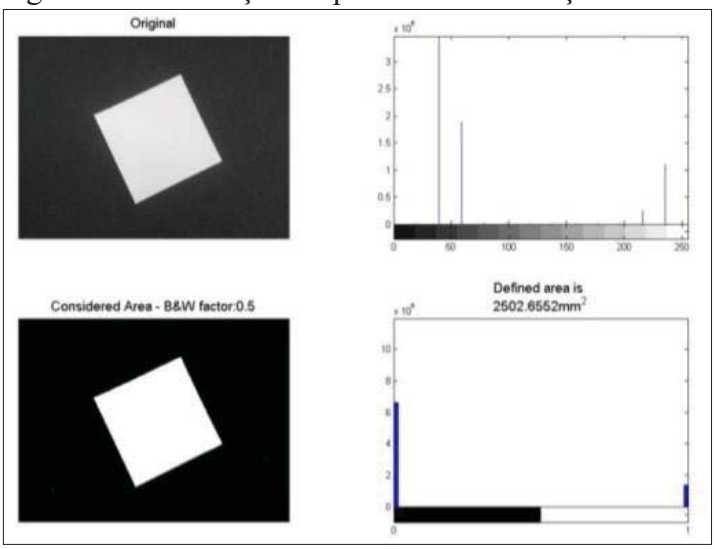


Fonte: Autor

4.4.3 Validação do cálculo de área

Para validade do processo de conversão e obtenção da área, foi utilizada uma imagem de uma folha de papel quadrada de 50 mm por 50 mm (área total ≈ 2500 mm^2) e esta imagem foi carregada e analisada no software conforme Figura 37.

Figura 37 – Validação do processo de obtenção de área



Fonte: Autor

A imagem foi processada e convertida, utilizando os pontos de corte em 30%, 50% e 70%. Após o processamento da imagem, os valores de área obtidos apresentaram um erro menor que 1% da área total, conforme Tabela 10, sendo considerados aceitáveis para a análise.

Tabela 10 – Valores obtidos na validação da obtenção da área

Ponto de corte	Área obtida [mm^2]	Erro [%]
30%	2520.4363	0.8175
50%	2502.6552	0.1062
70%	2481.1638	-0.7534

Fonte: Autor

4.5 ESCALA FINAL DO MÉTODO PROPOSTO - EM

A escala final de dano é dada pela Equação:

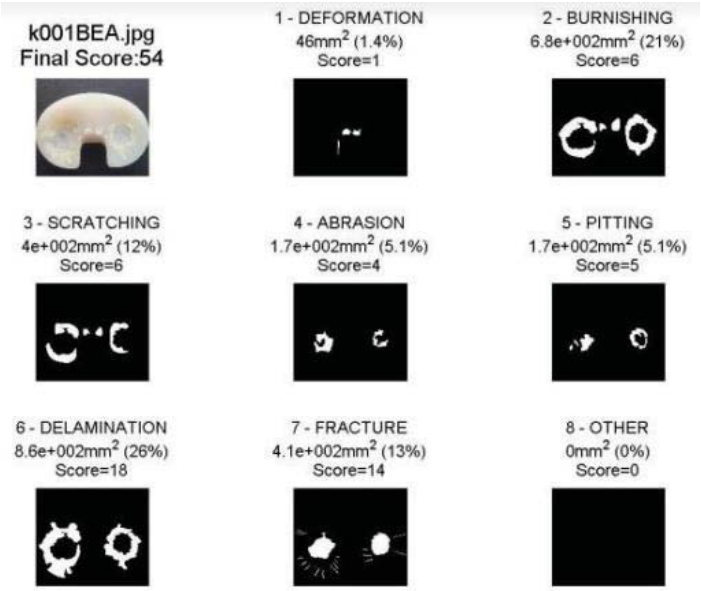
$$\mathrm{EM} = \sum_{i=1}^{8} 10.\, ADP_i.\, ES_i \tag{8}$$

A escala considera a porcentagem de área danificada multiplicada pelo peso do modo de desgaste. Para que a escala tenha uma amplitude da mesma ordem que a escala de Hood, o resultando foi multiplicado por 10, com isso, a escala proposta abrange a pontuação de 0 a 320.

4.6 MAPAS E REGISTROS

O percentual de área danificada será multiplicado pelo peso específico do dano medido e a somatória das multiplicações será o valor na escala de dano da peça analisada. Outro ganho importante da ferramenta é a possibilidade de registro e guarda das análises para futuras comparações, conforme vemos na Figura 38.

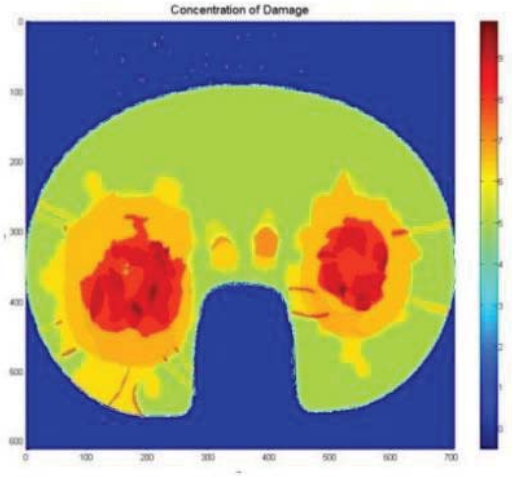
Figura 38 – Registro de áreas e danos considerados



Fonte: Autor

E por fim, o *software* permite a sobreposição das análises buscando as áreas de maior concentração de dano, conforme Figura 39.

Figura 39 – Sobreposição de danos



Fonte: Autor

4.7 APLICAÇÃO DO MÉTODO

Foram utilizadas 17 imagens de próteses recuperadas e cedidas pelo Laboratório de Bioengenharia de Newcastle University, apresentadas na Tabela 9. O uso destas amostras para o estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética, conforme ANEXO A.

Tabela 11 - Dezessete amostras de UHMWPE e suas informações clinicas básicas

Imagem	Código	Lado in vivo	Tempo *in vivo* [anos]	IMC	Motivo da revisão	EH
	K001	Direito	20	27,5	Afrouxamento asséptico	65
	K002	Direito	19	29,5	Desgaste do PE e Fratura periprotética	57
	K003	Direito	12	21,5	Infecção	54
	K004	Direito	7	29,5	Desgaste do PE	47
	K005	Direito	7	28,5	Afrouxamento	24
	K006	Esquerdo	7	27	Instabilidade	40
	K007	Direito	22	26	Infecção	39
	K008	Esquerdo	---	24	Afrouxamento asséptico e fratura periprotética	43
	K010	Esquerdo	13	30	Suspeita de desgaste do componente de PE	29
	K012	Direito	---	31,5	Infecção	29
	K013	Direito	---	---	Afrouxamento tibial	34
	K014	Esquerdo	19	25	Afrouxamento asséptico e desgaste	58
	K015	---	---	---	---	29
	K017	Esquerdo	---	33,5	Afrouxamento séptico e desgaste	24
	K018	Direito	14	32,7	Afrouxamento asséptico	73
	K019	Direito	---	---	Infecção	29
	K022	Esquerdo	13	32	Desgaste do PE	53

Legenda:
--- não há dados
IMC – índice de massa corporal
EH – Escala Hood (média de três observadores)

Fonte: Autor

As imagens foram obtidas por meio de uma câmera de celular comum de 11 Megapixels e iluminação natural, pois o objetivo era testar um dispositivo comum de aquisição de imagem.

As imagens foram carregadas no *software* e foram avaliadas em cada um dos modos de desgastes conforme os mapas de resultado e de concentração de dano em anexo. Os resultados obtidos podem ser observados na Tabela 12.

Tabela 12 – Comparativos entre Escala final do Método proposto (EM) e Escala Hood (EH).

Código	EM	EM%	EH	EH%
K001	12	4%	65	31%
K002	10	3%	57	27%
K003	9	3%	54	26%
K004	8	3%	47	22%
K005	5	2%	24	11%
K006	21	7%	40	19%
K007	10	3%	39	19%
K008	42	14%	43	20%
K010	8	3%	29	14%
K012	9	3%	29	14%
K013	25	8%	34	16%
K014	9	3%	58	28%
K015	17	5%	29	14%
K017	18	6%	24	11%
K018	17	5%	73	35%
K019	18	6%	29	14%
K022	23	7%	53	25%

Escala de cor:
Máximo = vermelho
Mínimo = azul

Fonte: Autor

Foram testadas a correlação pelo método Pearson das variáveis EM e EH com as variáveis de tempo "*in vivo*" e índice de massa corporal e foram obtidos os resultados, conforme Tabela 13.

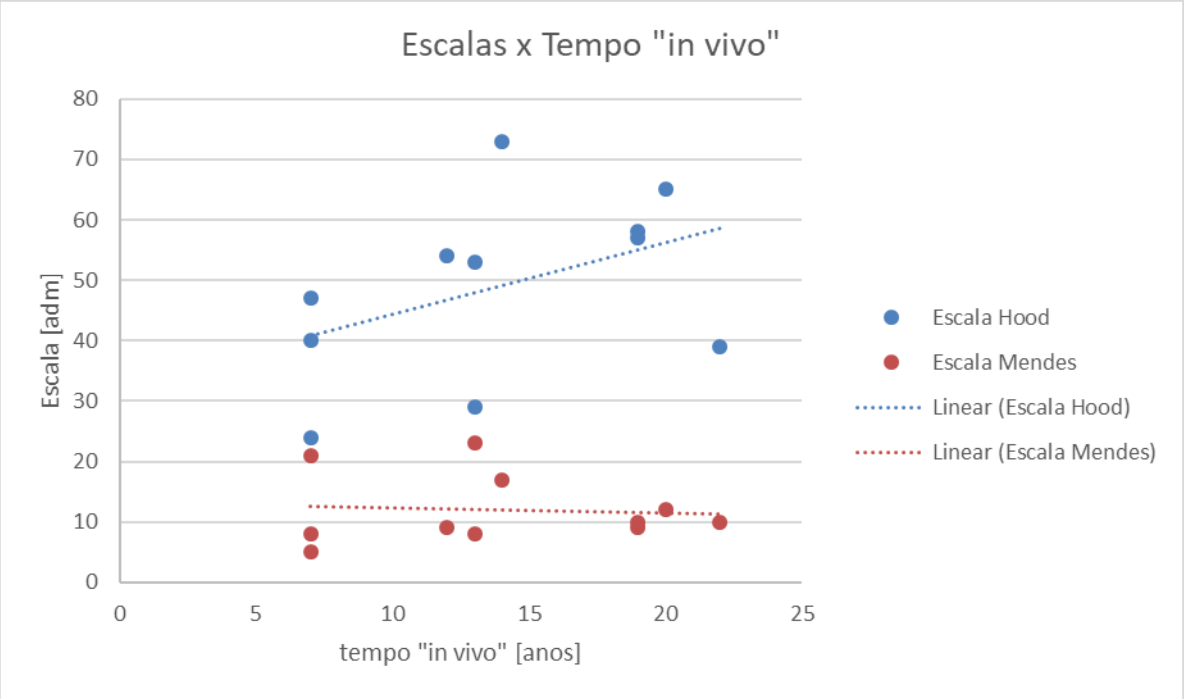
Tabela 13 – Coeficiente de correlação entre variáveis observadas

	Tempo *"in vivo"*	IMC
EM	-0,08803	-0,09519
EH	0,43699	-0,16241

Fonte: Autor

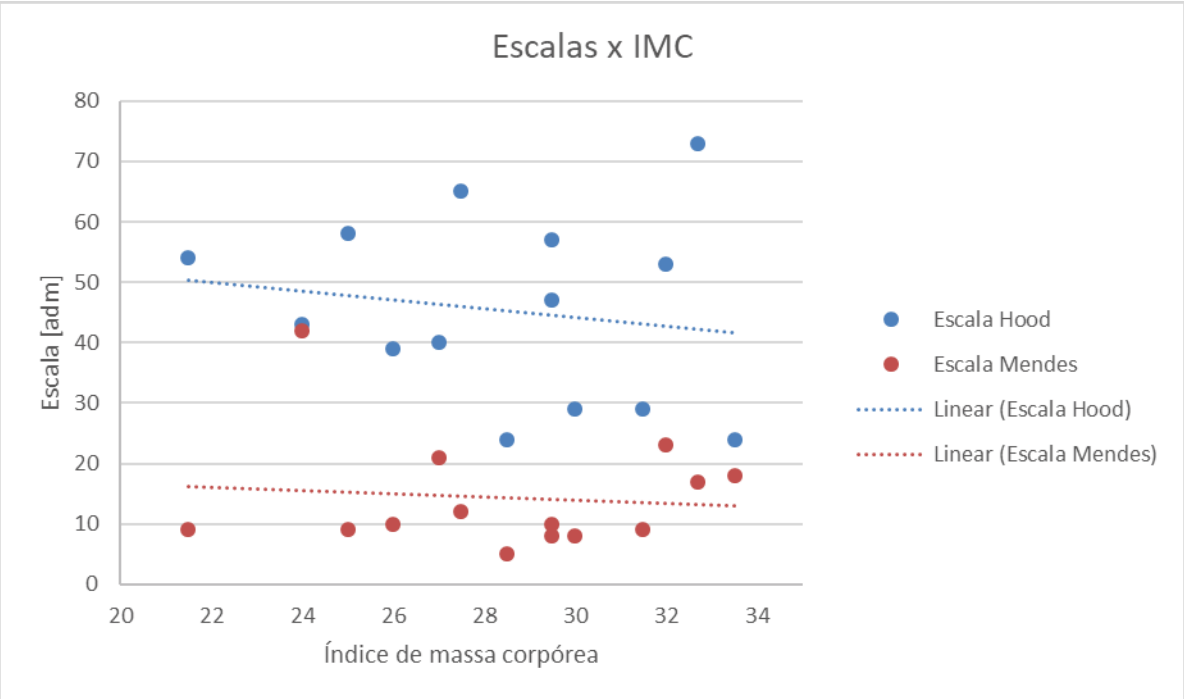
É possível observar a dispersão de resultados através nas Figuras 40 e 41.

Figura 40 – Gráfico de Dispersão. Escalas x tempo “in vivo”



Fonte: Autor

Figura 41 – Gráfico de Dispersão. Escalas x IMC



Fonte: Autor

Dois observadores (EK and GM) aplicaram o método proposto para avaliar as amostras K001 a K006 e compararam os resultados obtidos com as escaladas de Hood de cada amostra (previamente avalizadas pelo método Hood).

Para medir o grau de concordância inter-observadores, foi aplicado o método estatístico Kappa e Cohen Kappa nos resultados das avaliações de Hood e do novo método. Ainda foi avaliada a concordância intra-observador utilizando os resultados de uma segunda análise do método proposto.

5 RESULTADOS

a) O método proposto permitiu calcular a Área Danificada Projetada em relação a Área Projetada Total, o que aboliu a necessidade de uma escala que considere a área comprometida como no método Hood e suas variações.
b) A repetibilidade e a concordância entre dois avaliadores foi medida anteriormente e resultou uma melhora significativa, o que leva a concluir que a ferramenta de seleção de área e cálculo da porcentagem de área danificada é eficaz em comparação com o método Hood e suas variáveis, conforme Tabela 14.

Tabela 14 – Grau de concordância ponderado Cohen Kappa

	SCS	EK	GM	Fleiss Kappa	Erro Padrão	95% Intervalo de Confiança	Grau de Concordância
K001	55	74	66	0,2031	0,0468	0,1114 a 0,2948	Justo
K002	43	66	60	0,1132	0,0471	0,0209 a 0,2056	Fraco
K003	54	61	48	0,1699	0,0490	0,0740 a 0,2659	Fraco
K004	46	58	38	0,0946	0,0491	-0,0017 a 0,1908	Fraco
K005	21	22	30	0,3555	0,0475	0,2624 a 0,4487	Justo
K006	24	47	48	0,1758	0,0490	0,0798 a 0,2719	Fraco

Fonte: Autor

Tabela 15 - Pontuação Hood e taxa de entre observadores (Média=0.1853, SD=0.0928)

	Observadores	Cohen Kappa Peso	Erro Padrão	95% Intervalo de Confiança	Grau de Concordância
K001	SCS x EK	0,3668	0,0929	0,1847 a 0,5489	Justo
	EK x GM	0,2714	0,0964	0,0824 a 0,4604	Justo
	SCS x GM	0,1674	0,0853	0,0001 a 0,3347	Fraco
K002	SCS x EK	0,2898	0,1078	0,0785 a 0,5010	Justo
	EK x GM	0,1573	0,0916	-0,0223 a 0,3369	Fraco
	SCS x GM	0,0932	0,1062	-0,1150 a 0,3014	Fraco
K003	SCS x EK	0,3844	0,0888	0,2103 a 0,5585	Justo
	EK x GM	0,3871	0,0758	0,2385 a 0,5357	Justo
	SCS x GM	0,1884	0,0812	0,0292 a 0,3476	Fraco
K004	SCS x EK	0,0803	0,0938	-0,1036 a 0,2642	Fraco
	EK x GM	0,1095	0,0996	-0,0856 a 0,3046	Fraco
	SCS x GM	0,3541	0,1093	0,1398 a 0,5684	Justo
K005	SCS x EK	0,6480	0,0880	0,4755a 0,8207	Forte
	EK x GM	0,4313	0,1319	0,1728 a 0,6897	Moderado
	SCS x GM	0,0455	0,1317	-0,2128 to 0,3037	Fraco
K006	SCS x EK	0,2700	0,1240	0,0264 to 0,5135	Justo
	EK x GM	0,4144	0,0755	0,2665 to 0,5624	Moderado
	SCS x GM	-0,0130	0,1502	-0,3073 to 0,2814	Fraco

Fonte: Autor

Tabela 16 - Grau de concordância entre observadores (Média=0,2814, SD=0,1688

Pontuação Kappa	Grau de Concordância
< 0,20	Fraco
0,21 a 0,40	Justo
0,41 a 0,60	Moderado
0,61 a 0,80	Forte
>0,80	Próximo concordância a total

Fonte: Autor

Tabela 17 - Pontuação Kapp em relação ao ranking de concordância

		Observadores	Cohen Kappa	Erro Padrão	95% Intervalo de confiança	Grau de concordância
	K002	GM x GM	0.7419	0.1369	0.4737 to 1.0102	Forte

Fonte: Autor

Tabela 18 - Taxa de concordância entre observadores, no método Mendes (Média = 0.7419, DP = 0.1369)
Mendes

		EK	GM	Cohen Kappa	Erro Padrão	95% Intervalo de confiança	Grau de concordância
	K001	53	54	0.6364	0.1526	0.3373 to 0.9354	Forte
	K002	37	38	0.4472	0.2776	-0.0970 to 0.9913	Moderado
	K003	50	46	0.5111	0.2325	0.0553 to 0.9669	Moderado
	K004	45	35	0.7368	0.1429	0.4567 to 1.0170	Forte
	K005	11	10	0.7260	0.1722	0.3885 to 1.0635	Fraco
	K006	22	26	0.6875	0.2108	0.2743 to 1.1007	Fraco

Fonte: Autor

Tabela 19 - Taxa de concordância entre observadores no Método Mendes (Média= 0,6242, SD = 0,1194)

		Método Hood e método proposto		% de melhoria na taxa de concordância
		Hood	Proposto	
	K001	0,2714	0,6364	134,49
	K002	0,1573	0,4472	184,30
	K003	0,3871	0,5111	32,03
	K004	0,1095	0,7368	572,90
	K005	0,4313	0,7260	68,33
	K006	0,4144	0,6875	65,90
Média do desvio padrão		0,2952	0,6241	176,32
		0,1308	0,1194	201,87

Fonte: Autor

c) Nas amostras que possuíam fraturas totais, a área projetada total teve que ser reconstruída de forma arbitrária, o que aponta para a necessidade de se criar um banco de áreas totais projetadas de componentes novos.

d) A avaliação utilizando apenas a imagem, sem o componente físico como referência, comprometeu a identificação dos modos polimento e abrasão, o que aponta para a necessidade de uma melhoria na técnica de obtenção de imagem e/ou o desenvolvimento de uma ferramenta de reconhecimento de imagem, dispensando a observação pelo avaliador.

e) Não houve correlação entre a escala do método proposto e o tempo em vivo e índice de massa corporal.

f) O método proposto apresentou ganho significativo na avaliação de área danificada em comparação com o método Hood e suas variações.

g) A avaliação da escala de severidade ficou comprometida em função da qualidade da imagem, o que mostra que o método de aquisição e processamento de imagens deve ser refinado.

6 DISCUSSÃO

Inicialmente, ao se considerar a área total projetada e a porcentagem de área danificada, foi eliminado totalmente o risco de erros de proporção devido a diferença de tamanho das subáreas.

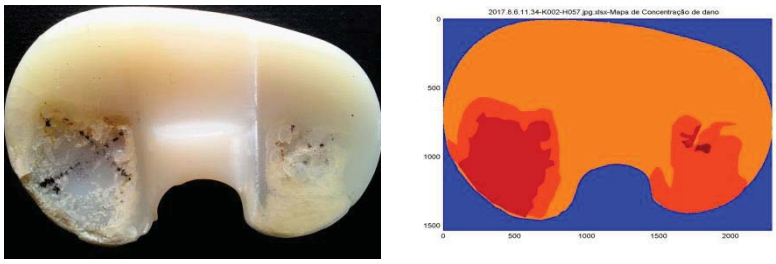
Utilizar uma ferramenta computacional para o cálculo das áreas apresentou um salto significativo quando comparada com os métodos descritos. O registro visual das áreas consideradas permite a comparação dos resultados entre avaliadores, possibilitando uma discussão e treinamento das considerações adotadas por cada um.

As análises de concordância Kappa e Cohen Kappa mostraram que a ferramenta de avaliação traz benefícios significativos para a análise.

Não era esperado que na comparação com a escala Hood os resultados apresentassem uma escala equivalente, pois, como visto anteriormente, existem falhas no método Hood. No entanto, é possível identificar algumas dificuldades no método proposto que também levam ao comprometimento do resultado.

Tomando como exemplo a amostra K002, vista na Figura 42, os modos de delaminação são facilmente identificáveis e sua quantificação é visivelmente equivalente à amostra real, porém, os modos de dano de polimento e abrasão não são passíveis de se serem identificados tomando como base apenas a imagem, mesmo utilizando o auxílio do recurso de amplificação da imagem.

Figura 42 – Amostra K002

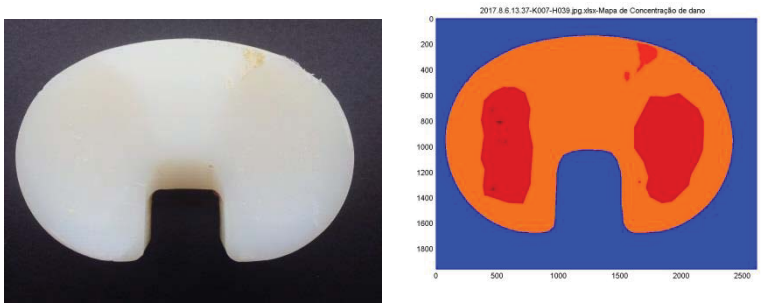


Fonte: Autor

Amostras como a K007, vista na Figura 43, as quais apresentam predominância de polimento e abrasão, mostraram-se difíceis de identificar com precisão por parte do avaliador. As diferenças de coloração e textura não estavam claras e isso se deve à qualidade da imagem quanto resolução e iluminação. Algumas imagens também apresentavam reflexos da luz e sombras que dificultavam a identificação dos danos por parte do observador

Em avaliações anteriores, os avaliadores utilizavam as imagens das amostras com o apoio da amostra física ao lado para consultas e dúvidas. A avaliação somente pela imagem demanda uma qualidade melhor de imagem para identificação.

Figura 43 – Amostra K007

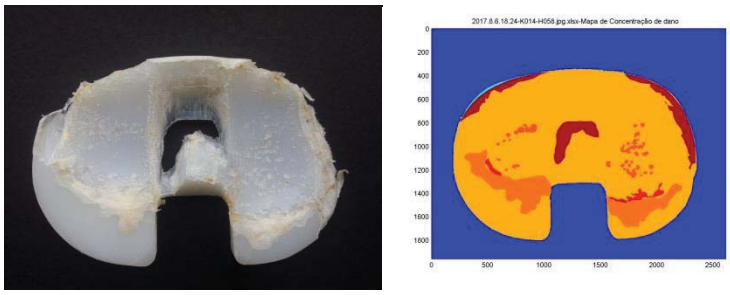


Fonte: Autor

Outra dificuldade encontrada foram as amostras com partes fraturadas como visto na Figura 44. Todo o cálculo de porcentagem de área danificada se baseia na área total do componente. A necessidade de completar a área pode ser considerada subjetiva e arbitrária, pois o avaliador não tem certeza da geometria real do componente. Foram executadas as avaliações nestas amostras a fim de exemplificação, porém os resultados não devem ser considerados.

Portanto, sobre esta condição, avaliar a fratura total do componente de PE apresenta a necessidade de tomar como referência a área original do componente o que não é possível. Uma opção seria utilizar uma área de referência de um componente de mesmo modelo, marca e tamanho, mas para tal se faz necessário verificar a variação entre áreas de componentes de mesmo modelo, marca, tamanho de lotes diferentes.

Figura 44 – Amostra K014



Fonte: Autor

A avaliação também se mostrou demorada e trabalhosa. Em média, uma avaliação completa, quando todos os modos estão visíveis, toma aproximadamente 40 minutos do avaliador. Pode-se tomar como um potencial de melhoria na ferramenta.

Sendo assim, não podemos afirmar que o resultado das correlações entre as escalas obtidas e as variáveis de índice de massa corpórea e tempo "*in vivo*" possam ser consideradas como adequadas.

Além das questões apontadas, outro fator que corrobora para esta conclusão é a ausência de informação dos materiais de cada amostra. Considerar todas as amostras como um grupo homogêneo e não considerar a variação de processos de fabricação e geometria levam à perda de precisão. É sabido que os processos de fabricação e geometrias geram alterações significativas na resistência do componente ao desgaste, inclusive na forma como ele se degrada e estas variações podem afetar a avaliação.

7 CONCLUSÃO

O método apresentou significativa melhora na forma de se calcular as porcentagens de dano. O recurso de registro das áreas danificadas proporciona a possibilidade de comparação entre avaliadores.

7.1 TRABALHOS FUTUROS

Como possíveis trabalhos futuros, pode-se apontar:

a) Desenvolver e implementar um algoritmo de reconhecimento de superfícies a fim de retirar do avaliador a função de observar e selecionar a área danificada.
b) Definir os requisitos mínimos de obtenção de imagem.
c) Criação de banco de áreas em função de modelo, fabricante, tamanho e material para servir de referência de análise.
d) Criar banco de amostras a fim de estudar os modos de desgaste, seus mecanismos e fatores que os influenciam.
e) Desenvolver e implementar método de análise do material do componente de forma a preservar ou alterar o menos possível a amostra recuperada.

REFERÊNCIAS

ABDALLA, S. **Secretaria da Saúde e Anvisa lançam Registro Nacional de Artroplastia em Curitiba**.

ABU-AMER, Y.; DARWECH, I.; CLOHISY, J. C. Aseptic loosening of total joint replacements: mechanisms underlying osteolysis and potential therapies. **Arthritis research & therapy**, v. 9 Suppl 1, p. S6, 2007.

AFFATATO, S. **Biomechanics of the knee**. [s.l.] Woodhead Publishing Limited, 2015a.

AFFATATO, S. **Biomechanics of the knee**. [s.l.] Woodhead Publishing Limited, 2015b.

ANDERSON, F. L. et al. Oxidised zirconium versus cobalt alloy bearing surfaces in total knee arthroplasty 3d laser scanning of retrieved polyethylene inserts. **Bone and Joint Journal**, v. 99B, n. 6, p. 793–798, 2017.

ANDERSON, T. L. **Fracture Mechanics: Fundamentals and Applications**. [s.l: s.n.]. v. 58

ANSARI, F. et al. Notch fatigue of ultrahigh molecular weight polyethylene (UHMWPE) used in total joint replacements. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 60, p. 267–279, 2016.

ANSARI, F.; RIES, M. D.; PRUITT, L. Effect of processing, sterilization and crosslinking on UHMWPE fatigue fracture and fatigue wear mechanisms in joint arthroplasty. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 53, p. 329–340, 2016a.

ANSARI, F.; RIES, M. D.; PRUITT, L. Effect of processing, sterilization and crosslinking on UHMWPE fatigue fracture and fatigue wear mechanisms in joint arthroplasty. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 53, p. 329–340, 2016b.

ANVISA. **RDC nº 185, de 22 de outubro de 2001**, 2001.

BELL, C. J. et al. Effect of Oxidation on Delamination of Ultrahigh-molecular-weight Polyethylene Tibial Components. **The Journal of arthroplasty**, v. 13, n. 3, p. 280–290, 1998.

BELLOTI, J. C. Cenário atual do uso de próteses ortopédicas – Discussão sobre próteses nacionais versus importadas. **Medicina**, v. 14, n. 1, p. 9–11, 2009.

BHUSHAN, B. **Introduction to Tribology**. 2ºnd ed. [s.l.] JohnWiley & Sons, Ltd C First, 2013.

BLUNN, G. W. et al. Polyethylene wear in unicondylar knee prostheses. v. 63, n. September 1969, p. 247–255, 1992.

BLUNN, G. W. et al. Wear in retrieved condylar knee arthroplasties. A comparison of wear in different designs of 280 retrieved condylar knee prostheses. **The Journal of arthroplasty**, v. 12, n. 3, p. 281–290, abr. 1997.

BRANDT, J.-M. et al. Semi-quantitative assessment methods for backside polyethylene damage in modular total knee replacements. **Tribology International**, v. 49, p. 96–102, 2012.

BRASIL. **LEI Nº 9.782, DE 26 DE JANEIRO DE 1999.**, 1999.

CALLISTER, J. **Fundamentos da ciência e engenharia de materiais : uma abordagem integrada**. [s.l.] Grupo Gen - LTC, 2006.

CASEY, D. et al. PFC knee replacement: osteolytic failures from extreme polyethylene degradation. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 464, n. 464, p. 157–63, nov. 2007.

CHAKRABARTY, G.; VASHISHTHA, M.; LEEDER, D. Polyethylene in knee arthroplasty: A review. **Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma**, v. 6, n. 2, p. 108–112, 2015.

CONDITT, M. A.; STEIN, J. A.; NOBLE, P. C. Factors affecting the severity of backside wear of modular tibial inserts. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 86–A, n. 2, p. 305–311, fev. 2004.

CURRIER, J. H.; BILL, M. A.; MAYOR, M. B. Analysis of wear asymmetry in a series of 94 retrieved polyethylene tibial bearings. **Journal of Biomechanics**, v. 38, n. 2, p. 367–375, fev. 2005.

DANG, T. T. et al. **Polymeric Biomaterials for Implantable Prostheses**. [s.l.] Elsevier Inc., 2014.

DAVIES, F. et al. National Joint Registry for England and Wales … making it work. **Building**, n. September, 2004.

DAVIES, F. et al. National Joint Registry for England and Wales … realising the potential. n. September, 2005.

DRURY, P. et al. National Joint Registry for England and Wales 4th Annual Report. 2007.

DURÃO, C. H. et al. Importance of a national arthroplasty register for identification by medical examiner. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 47, n. 5, p. 651–655, 2012.

GALLO, J. et al. Osteolysis around total knee arthroplasty: A review of pathogenetic mechanisms. **Acta Biomaterialia**, v. 9, n. 9, p. 8046–8058, 2013.

GOLDVASSER, D. et al. A New Technique for Measuring Wear in Total Hip Arthroplasty Using Computed Tomography. **The Journal of Arthroplasty**, v. 27, n. 9, p. 1636–1640.e1, 2012.

GOLDVASSER, D. et al. Incidence of osteolysis in total knee arthroplasty: comparison between radiographic and retrieval analysis. **The Journal of arthroplasty**, v. 28, n. 2, p. 201–6, fev. 2013.

HARMAN, M. et al. A pictographic atlas for classifying damage modes on polyethylene bearings. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 22, n. 5, p. 1137–1146, 2011a.

HARMAN, M. et al. A pictographic atlas for classifying damage modes on polyethylene bearings. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 22, n. 5, p. 1137–1146, 2011b.

HIRAKAWA, K. et al. Relationship between wear debris particles and polyethylene surface damage in primary total knee arthroplasty. **The Journal of arthroplasty**, v. 14, n. 2, p. 165–71, fev. 1999.

HOOD, R. W.; WRITGHT, T. M.; BURSTEIN, A. H. Hood et al 83 - Retrieval Analysis of Total Knee Prostheses_ a method and its applicationg to 48 total condylar prostheses.pdf. **Journal of biomedical materials research**, v. 17, p. 829–842, 1983.

INGHAM, E.; FISHER, J. Biological reactions to wear debris in total joint replacement. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, v. 214, n. 1, p. 21–37, 2000.

JIN, Z. M. et al. (v) Biotribology. **Current Orthopaedics**, v. 20, n. 1, p. 32–40, 2006.

KENNEDY, F. E. et al. Tribological conditions in mobile bearing total knee prostheses. **Tribology International**, v. 63, p. 78–88, 2013.

KURTZ, S. M.; ORAL, E. In Vivo Oxidation of UHMWPE. In: **UHMWPE Biomaterials Handbook: Ultra High Molecular Weight Polyethylene in Total Joint Replacement and Medical Devices: Third Edition**. [s.l: s.n.]. p. 488–505.

L.TIPPER, J. et al. **Characterization of UHMWPE Wear Particles**. [s.l: s.n.].

LAVERNIA, C. J. et al. Activity level and wear in total knee arthroplasty: a study of autopsy retrieved specimens. **The Journal of arthroplasty**, v. 16, n. 4, p. 446–453, jun. 2001a.

LAVERNIA, C. J. et al. Activity level and wear in total knee arthroplasty: a study of autopsy retrieved specimens. **The Journal of arthroplasty**, v. 16, n. 4, p. 446–453, jun. 2001b.

LIZA, S. et al. Failure analysis of retrieved UHMWPE tibial insert in total knee replacement. **Engineering Failure Analysis**, v. 18, n. 6, p. 1415–1423, 2011a.

LIZA, S. et al. Failure analysis of retrieved UHMWPE tibial insert in total knee

replacement. **Engineering Failure Analysis**, v. 18, n. 6, p. 1415–1423, 2011b.

LU, Y.-C. et al. Wear-pattern analysis in retrieved tibial inserts of mobile-bearing and fixed-bearing total knee prostheses. **The Journal of bone and joint surgery. British volume**, v. 92, n. 4, p. 500–7, abr. 2010.

MAHOMED, N. N. et al. Rates and outcomes of primary and revision total hip replacement in the united states medicare population. **Journal of Bone and Joint Surgery - Series A**, v. 85, n. 1, p. 27–32, 2003.

MENDEL, F. J.; FURMANSKI, J. Fundamentals of Friction UHMWPE. In: **UHMWPE Biomaterials Handbook**. [s.l: s.n.]. p. 451–472.

MURATOGLU, O. K. et al. Optical analysis of surface changes on early retrievals of highly cross-linked and conventional polyethylene tibial inserts. **Journal of Arthroplasty**, v. 18, n. 7 SUPPL. 1, p. 42–47, 2003.

NATIONAL JOINT REGISTRY. 12th Annual Report. **12th Annulary Report**, v. 12, n. December 2014, p. 81–88, 2014.

NATIONAL JOINT REGISTRY FOR ENGLAND AND WALES. 13th Annual Report 2016. **National Joint Registry for Engand and Wales**, v. 13, n. December 2015, p. 186, 2016.

NIGG, B. M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. 3rd Editio ed. Alberta: Wiley, 2006.

NJRSC. 13th Annual Report 2016. **National Joint Registry for Engand and Wales**, v. 13, n. December 2015, p. 186, 2016.

PATERSON, N. R. et al. The 2012 Mark Coventry award: a retrieval analysis of high flexion versus posterior-stabilized tibial inserts. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 471, n. 1, p. 56–63, jan. 2013.

PROKOPETZ, J. J. et al. Risk factors for revision of primary total hip arthroplasty: a systematic review. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 13, p. 251, 2012.

PULOSKI, S. K. et al. Tibial post wear in posterior stabilized total knee arthroplasty. An unrecognized source of polyethylene debris. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 83–A, n. 3, p. 390–397, 2001.

RIES, M. D.; PRUITT, L. Effect of Cross-linking on the Microstructure and Mechanical Properties of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 440, n. NA;, p. 149–156, nov. 2005.

SBOT. **SBOT e a expansão do registro e rastreamento das próteses de joelho e quadril**, 2015. Disponível em: <https://portalsbot.org.br/sbot-e-a-expansao-do-registro-e-rastreamento-das-proteses-de-joelho-e-quadril/>

SHANBHAG, A S. et al. Quantitative analysis of ultrahigh molecular weight polyethylene (UHMWPE) wear debris associated with total knee replacements. **Journal of biomedical materials research**, v. 53, n. 1, p. 100–10, jan. 2000.

STONER, K. E. et al. Laser scanning as a useful tool in implant retrieval analysis: A demonstration using rotating platform and fixed bearing tibial inserts. **Journal of Arthroplasty**, v. 28, n. 8 SUPPL, p. 152–156, 2013.

SURESH, S. **Fatigue of Materials**. [s.l: s.n.].

TANNER, M. G.; WHITESIDE, L. A.; WHITE, S. E. Effect of polyethylene quality on wear in total knee arthroplasty. **Clinical orthopaedics and related research**, n. 317, p. 83–8, ago. 1995.

TEETER, M. G. et al. Comparison of articular and backside polyethylene wear in mobile bearing unicompartmental knee replacement. **Knee**, v. 24, n. 2, p. 429–433, 2017.

TOLSTOY, L. **War and Peace**. [s.l: s.n.]. v. 18

TRAINA, F.; DE FINE, M.; AFFATATO, S. **Anatomy of the knee and suitable prostheses**. [s.l.] Woodhead Publishing Limited, 2013.

VAUGHAN, C. L. C.; DAVIS, B. B. L.; O'CONNOR, J. C. J. **Dynamics of human**

gait, Volume 2. [s.l.] Human Kinetics Publishers, 1992.

WALKER, P. S. et al. The deformation and wear of plastic components in artificial knee joints — an experimental study. **ARCHIVE: Engineering in Medicine 1971-1988 (vols 1-17)**, v. 10, n. 1, p. 33–38, 1981.

WASIELEWSKI, R. C. et al. Wear Patterns on retrieved polyethylene Tibial Inserts and their relationship to considerations during total. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 299, p. 31–43, 1994.

ZMITROWICZ, A. WEAR PATTERNS AND LAWS OF WEAR – A REVIEW. **JOURNAL OF THEORETICAL AND APPLIED MECHANICS**, v. 44, n. 2, p. 219–253, 2006.

8 ANEXO A – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA

NHS

National Research Ethics Service

Newcastle & North Tyneside 1 Research Ethics Committee
TEDCO Business Centre
Room 002
Rolling Mill Road
Jarrow
NE32 3DT

Telephone: 0191 428 3564
Facsimile: 0191 428 3432

21 April 2010

Professor Andrew D Rowan
Musculoskeletal Research Group
Medical School
Newcastle University
Framlington Place
Newcastle upon Tyne
NE2 4HH

Dear Professor Rowan

Title of the Research Tissue Bank:	**Newcastle Bone and Joint Biobank**
REC reference:	**09/H0906/72**
Designated Individual:	**Professor Andy Hall**
Amendment number:	**IRAS Version 2.3** **20675/104512/21/977/2224/169621**
Amendment date:	**09 March 2010**

The above amendment was reviewed at the meeting of the Sub-Committee held on 13 April 2010.

Ethical opinion

The members of the Committee present gave a favourable ethical opinion of the amendment on the basis described in the notice of amendment form and supporting documentation.

Approved documents

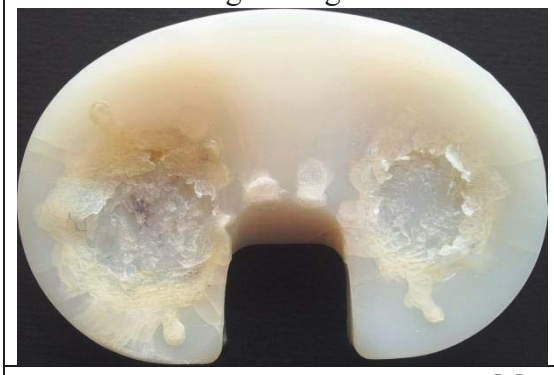
The documents reviewed and approved at the meeting were:

Document	Version	Date
Covering Letter	Prof AD Rowan	09 March 2010
Notice of Substantial Amendment (RTBs)	IRAS Version 2.3 20675/104512/21/977/2224/169621	09 March 2010
Protocol for Management of the Tissue Bank	Version 3	09 March 2010
Participant Information Sheet: Information Sheet for adult patients (over 16 years) at the Freeman Hospital	Version 3.0	09 March 2010
Participant Consent Form: Consent Form for adult patients (over 16 years) at the Freeman Hospital	Version 3.0	09 March 2010

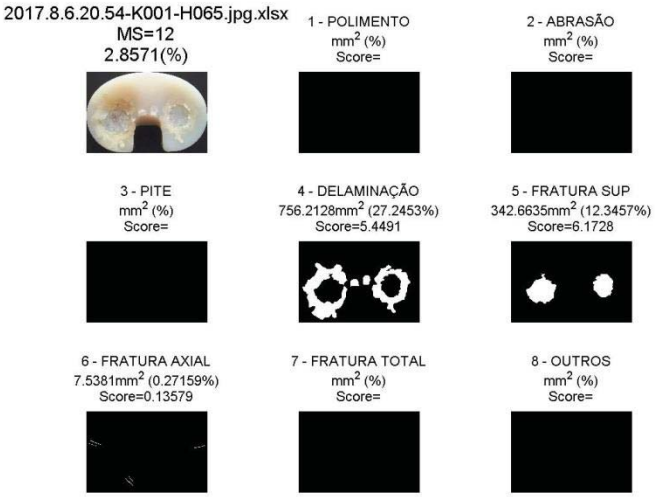
Membership of the Committee

The members of the Ethics Committee who were present at the meeting are listed on the

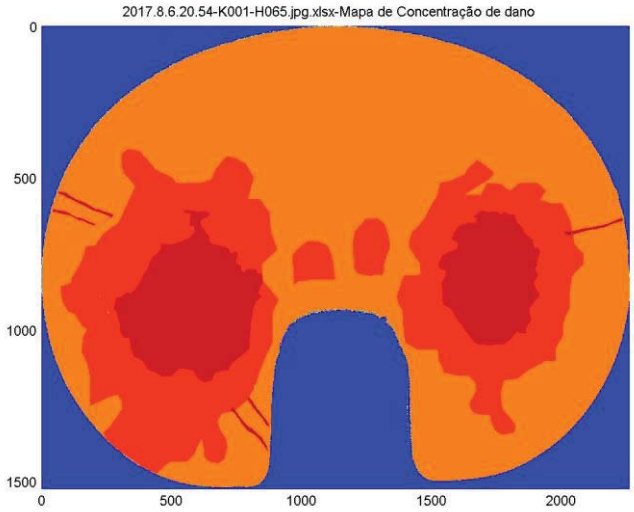
9 APÊNDICE A – RESULTADOS K001

Imagem original	Código	K001
	Lado	Direito
	Sexo do paciente	Masculino
	Tempo in vivo [anos]	20
	IMC	27,5
	Causa da revisão	Afroux. asséptico
	Escala Hood	65
	Escala Novo Método	12

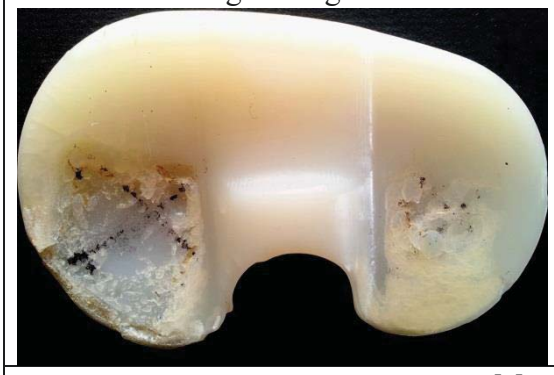
Mapa de dano



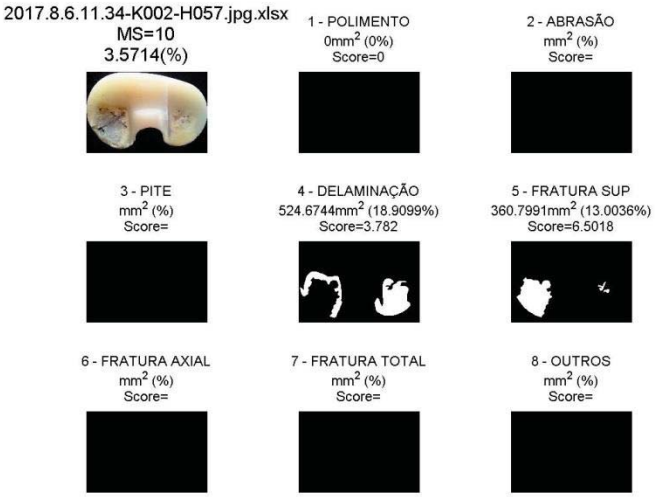
Mapa de concentração



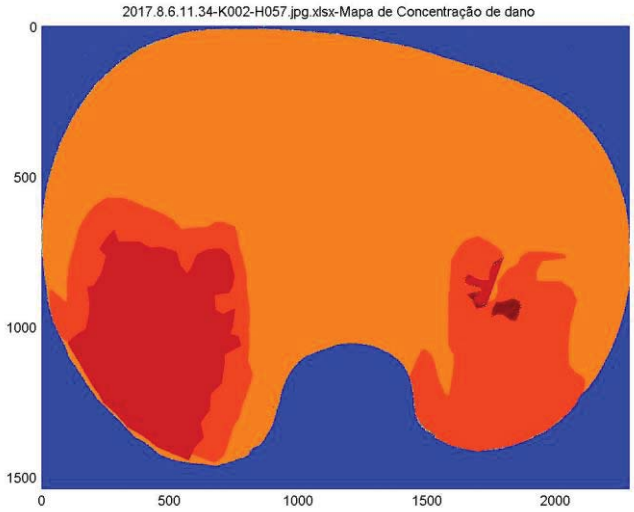
10 APÊNDICE B – RESULTADOS K002

Imagem original	Código	K002
	Lado	Direito
	Sexo do paciente	Masculino
	Tempo in vivo [anos]	19
	IMC	29,5
	Causa da revisão	Desgaste do PE
	Escala Hood	57
	Escala Novo Método	10

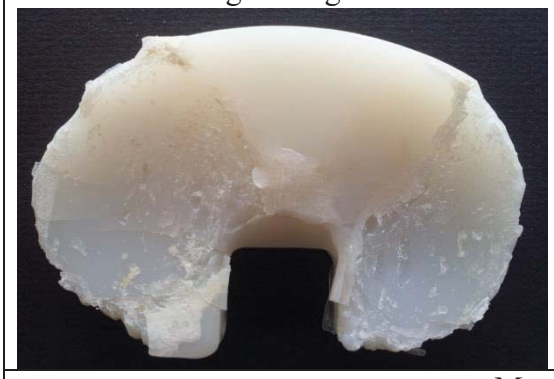
Mapa de dano



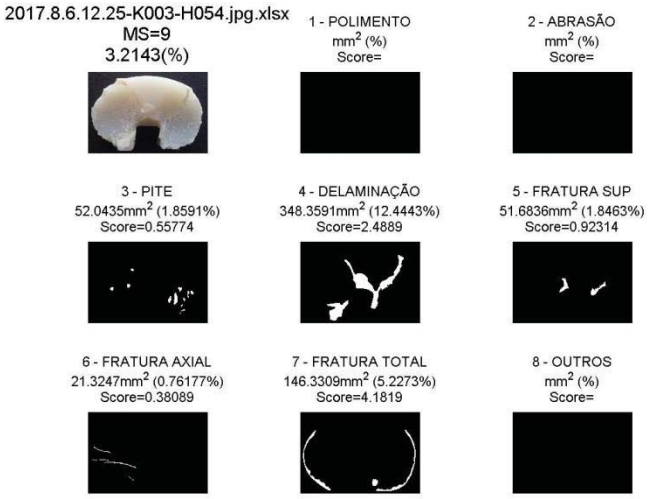
Mapa de concentração



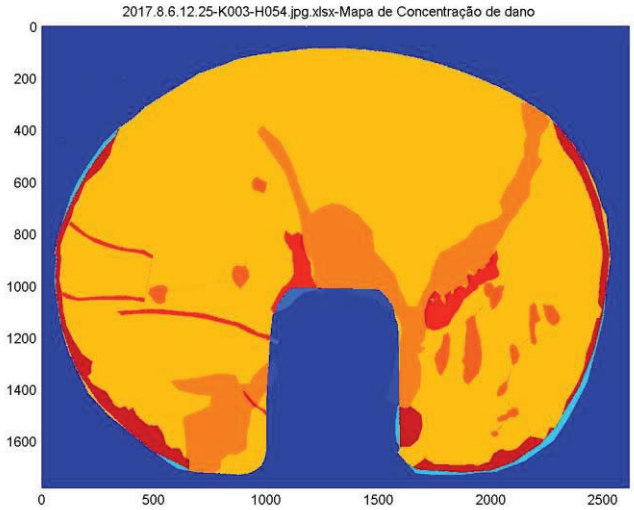
11 APÊNDICE C – RESULTADOS K003

Imagem original	Código	K003
	Lado	Direito
	Sexo do paciente	Masculino
	Tempo in vivo [anos]	12
	IMC	21,5
	Causa da revisão	Infecção
	Escala Hood	54
	Escala Novo Método	9

Mapa de dano



Mapa de concentração

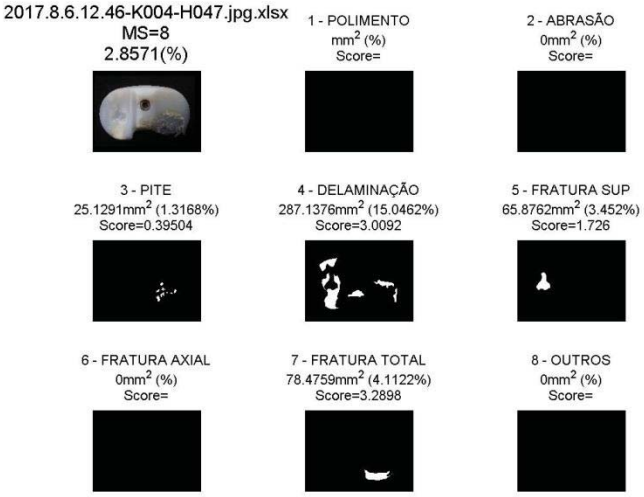


12 APÊNDICE D – RESULTADOS K004

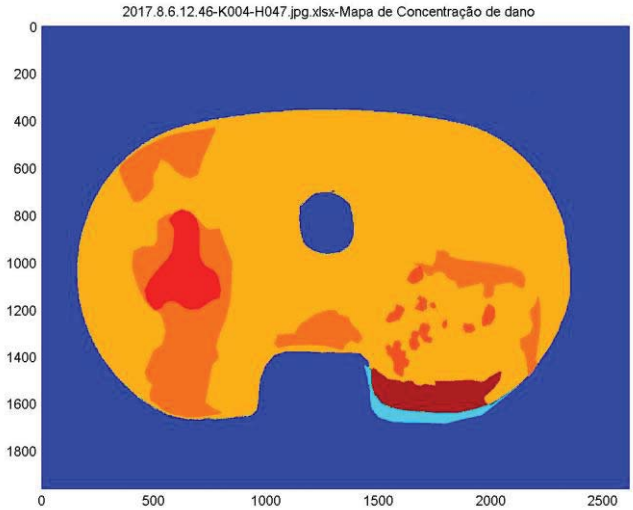
Imagem original

Código	K004
Lado	Direito
Sexo do paciente	Feminino
Tempo in vivo [anos]	7
IMC	29,5
Causa da revisão	Desgaste do PE
Escala Hood	47
Escala Novo Método	8

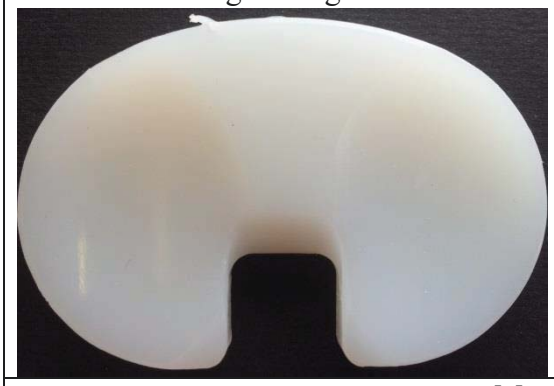
Mapa de dano



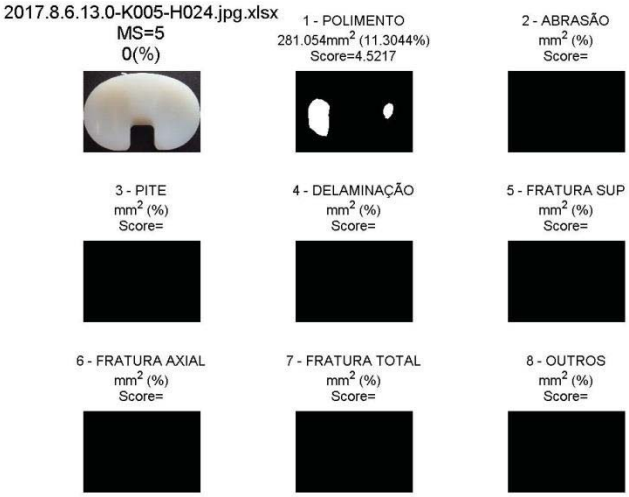
Mapa de concentração



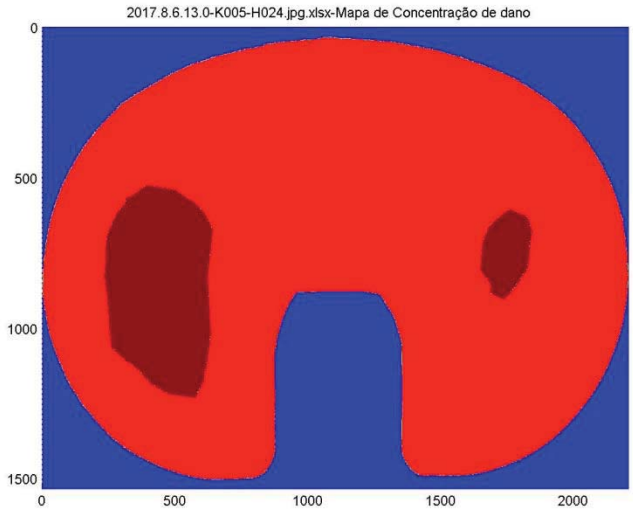
13 APÊNDICE E – RESULTADOS K005

Imagem original	Código	K005
	Lado	Direito
	Sexo do paciente	Masculino
	Tempo in vivo [anos]	7
	IMC	28,5
	Causa da revisão	Afrouxamento
	Escala Hood	24
	Escala Novo Método	5

Mapa de dano



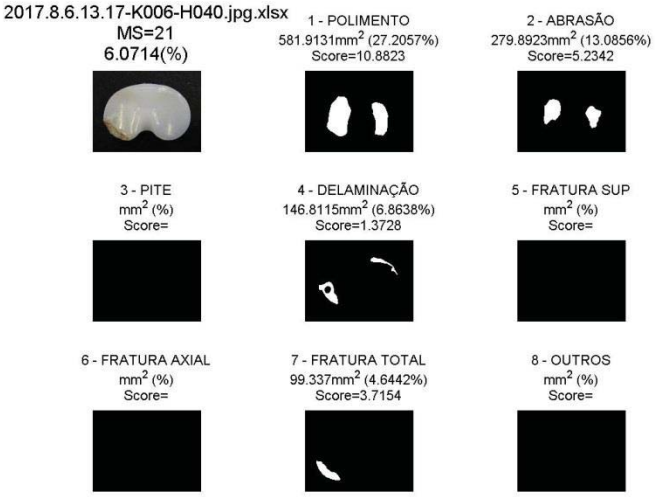
Mapa de concentração



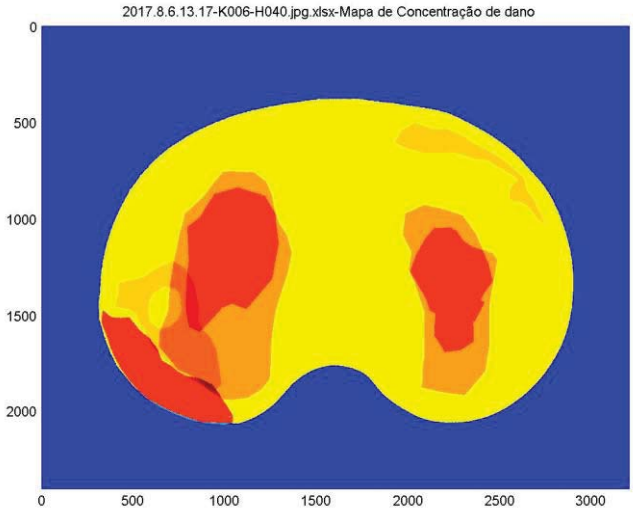
14 APÊNDICE F – RESULTADOS K006

Imagem original	Código	K006
	Lado	Esquerdo
	Sexo do paciente	Feminino
	Tempo in vivo [anos]	7
	IMC	27
	Causa da revisão	Instabilidade
	Escala Hood	40
	Escala Novo Método	21

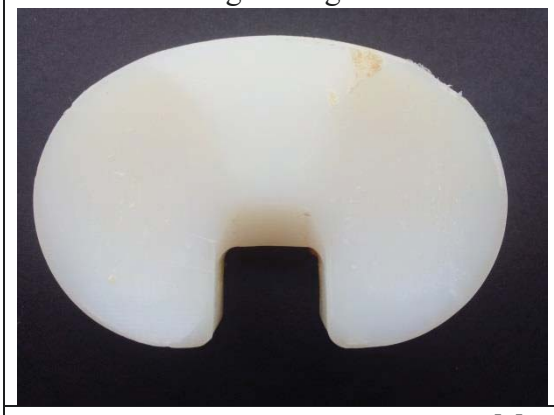
Mapa de dano



Mapa de concentração

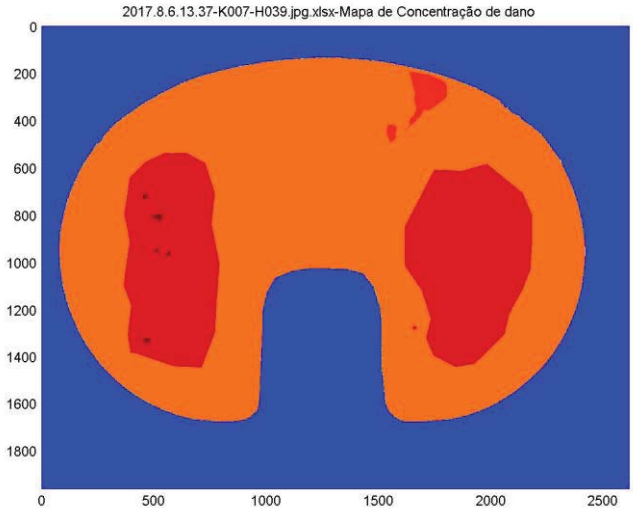


15 APÊNDICE G – RESULTADOS K007

Imagem original	Código	K007
	Lado	Direito
	Sexo do paciente	Masculino
	Tempo in vivo [anos]	22
	IMC	26
	Causa da revisão	Infecção
	Escala Hood	39
	Escala Novo Método	10

Mapa de dano

Mapa de concentração

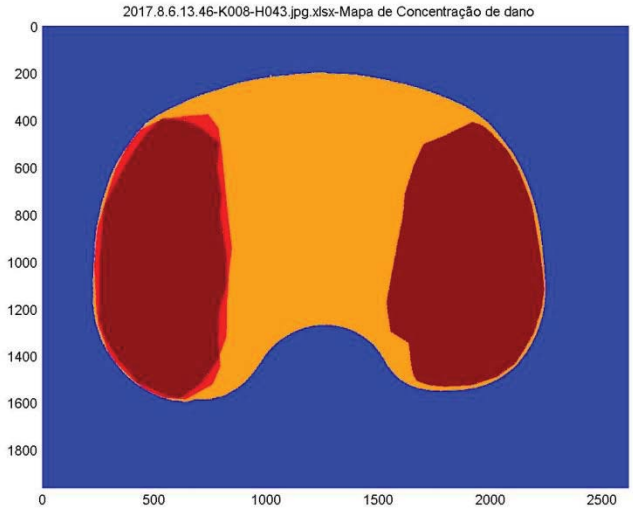


16 APÊNDICE H – RESULTADOS K008
17

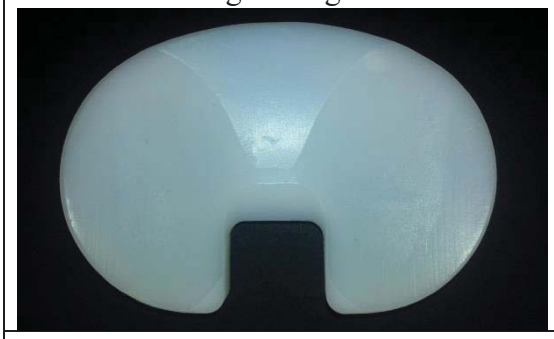
Imagem original	Código	K008
	Lado	Esquerdo
	Sexo do paciente	Feminino
	Tempo in vivo [anos]	---
	IMC	24
	Causa da revisão	Afroux. asséptico
	Escala Hood	43
	Escala Novo Método	42

Mapa de dano

Mapa de concentração

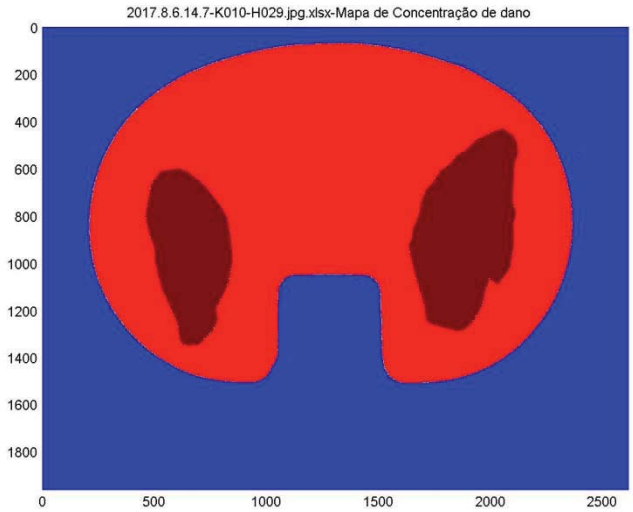


18 APÊNDICE I – RESULTADOS K010

Imagem original	Código	K010
	Lado	Esquerdo
	Sexo do paciente	Feminino
	Tempo in vivo [anos]	13
	IMC	30
	Causa da revisão	Desgaste do PE
	Escala Hood	29
	Escala Novo Método	8

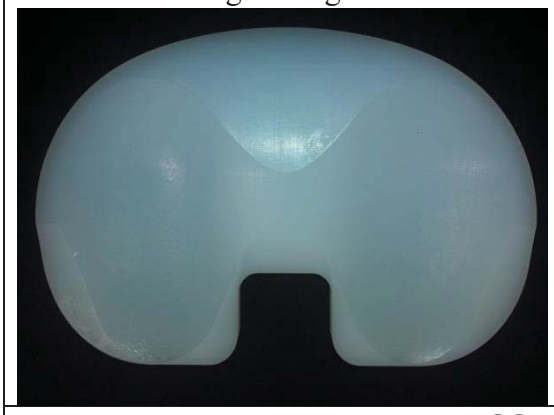
Mapa de dano

Mapa de concentração



19 APÊNDICE J – RESULTADOS K012

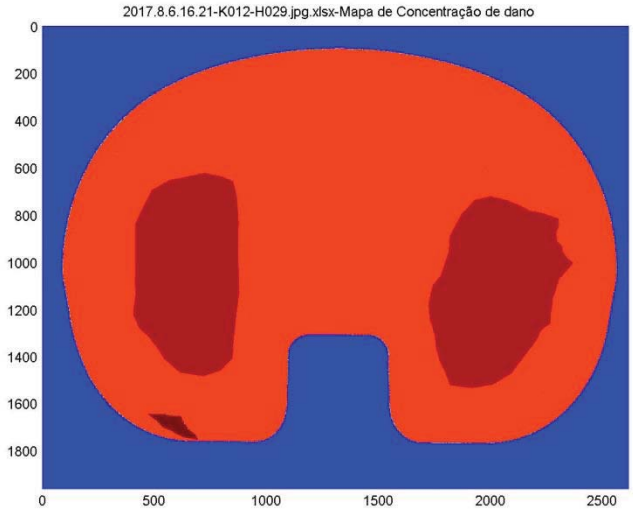
Imagem original



Código	K012
Lado	Direito
Sexo do paciente	Male
Tempo in vivo [anos]	----
IMC	31,5
Causa da revisão	Desgaste do PE
Escala Hood	29
Escala Novo Método	9

Mapa de dano

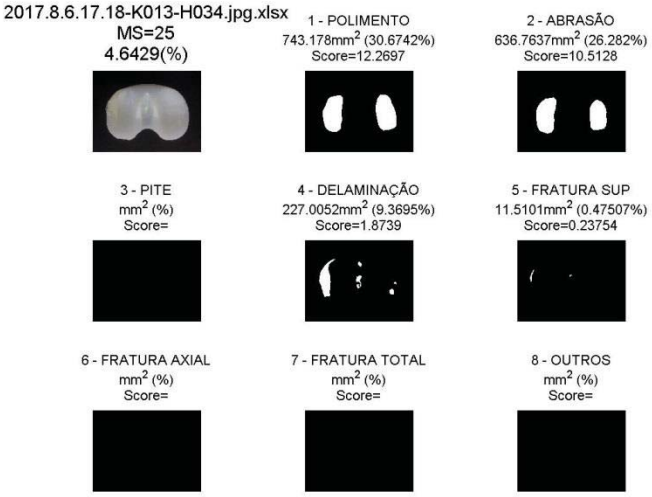
Mapa de concentração



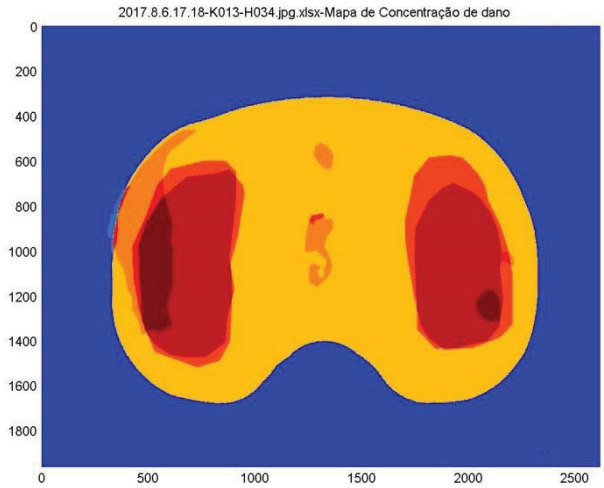
20 APÊNDICE K – RESULTADOS K013

Imagem original	Código	K013
	Lado	Direito
	Sexo do paciente	
	Tempo in vivo [anos]	---
	IMC	---
	Causa da revisão	Afrouxamento Tibial
	Escala Hood	34
	Escala Novo Método	25

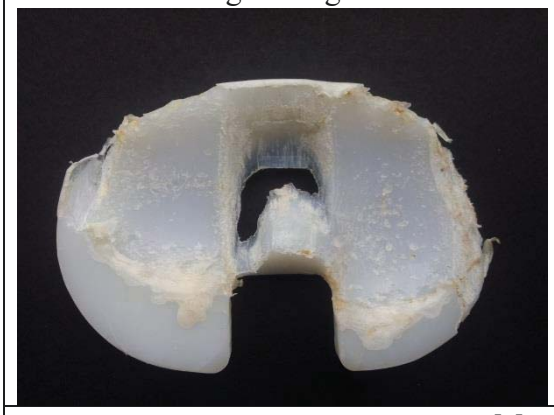
Mapa de dano



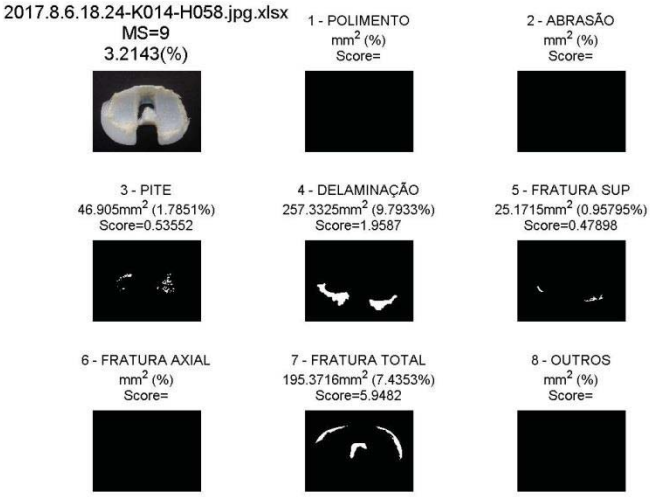
Mapa de concentração



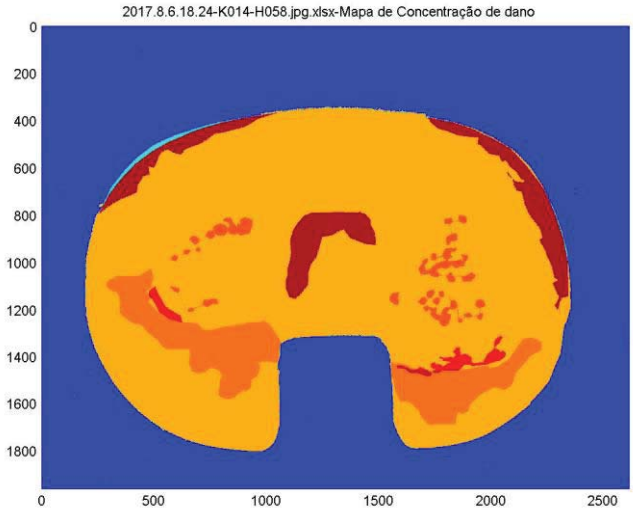
21 APÊNDICE L – RESULTADOS K014

Imagem original	Código	K014
	Lado	Esquerdo
	Sexo do paciente	Masculino
	Tempo in vivo [anos]	19
	IMC	25
	Causa da revisão	Afroux. asséptico
	Escala Hood	58
	Escala Novo Método	9

Mapa de dano



Mapa de concentração

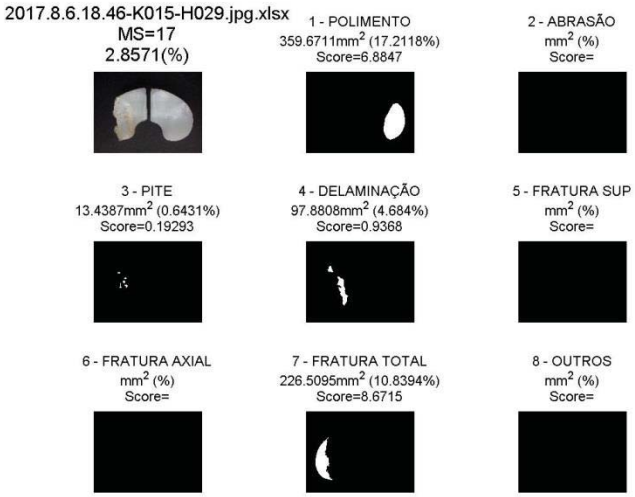


22 APÊNDICE M – RESULTADOS K015

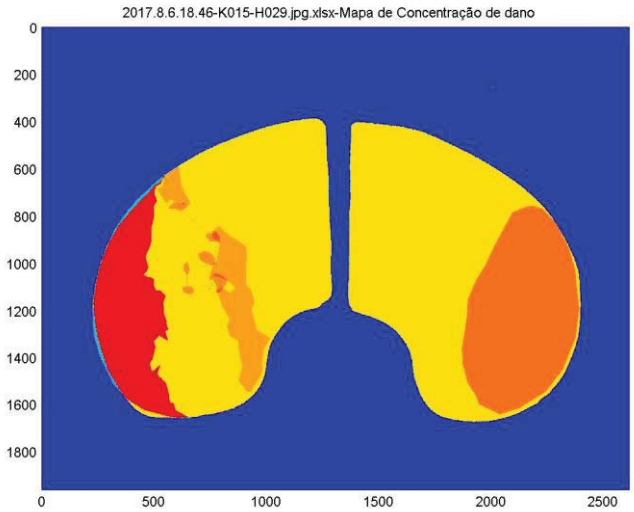
Imagem original

Código	K015
Lado	---
Sexo do paciente	Masculino
Tempo in vivo [anos]	---
IMC	---
Causa da revisão	---
Escala Hood	29
Escala Novo Método	17

Mapa de dano



Mapa de concentração

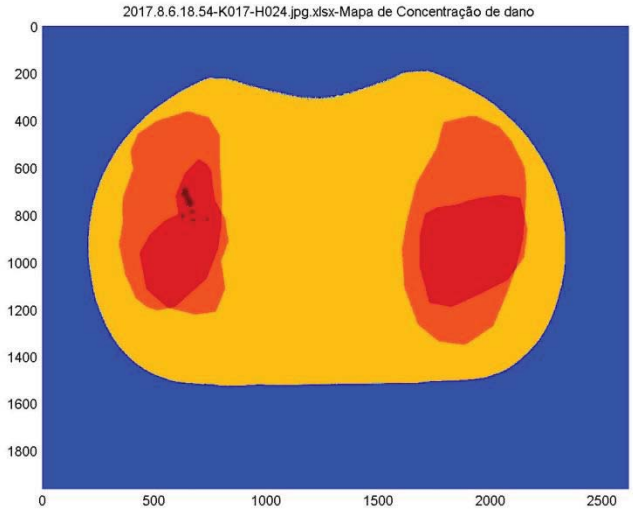


23 APÊNDICE N – RESULTADOS K017

Imagem original	Código	K017
	Lado	Esquerdo
	Sexo do paciente	Feminino
	Tempo in vivo [anos]	---
	IMC	33,5
	Causa da revisão	Afroux. séptico
	Escala Hood	73
	Escala Novo Método	18

Mapa de dano

Mapa de concentração

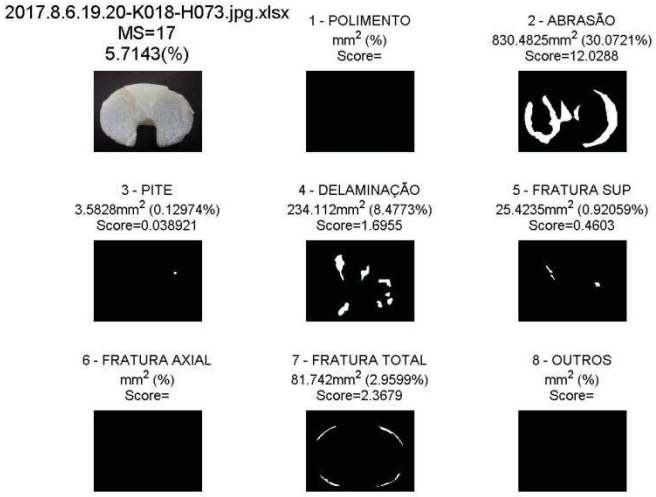


24 APÊNDICE O – RESULTADOS K018

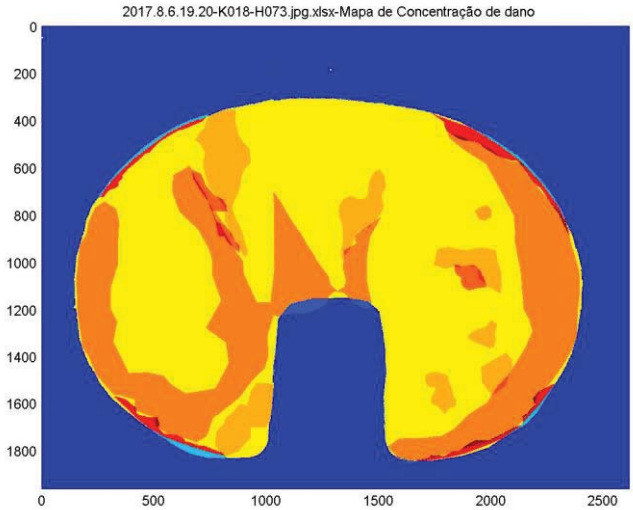
Imagem original

Código	K018
Lado	Direito
Sexo do paciente	Male
Tempo in vivo [anos]	14
IMC	32,7
Causa da revisão	Afroux. séptico
Escala Hood	54
Escala Novo Método	17

Mapa de dano



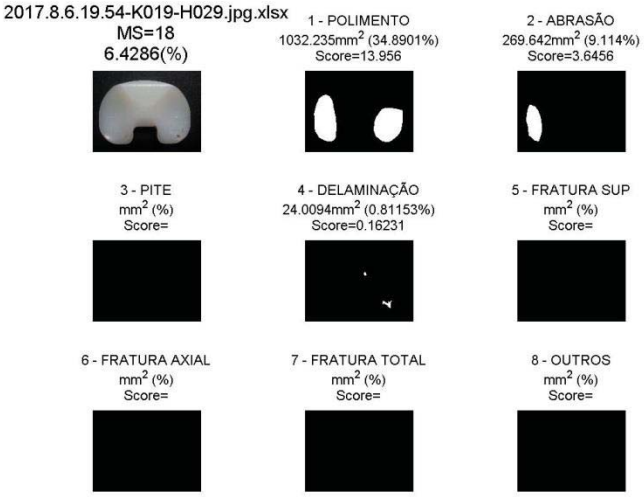
Mapa de concentração



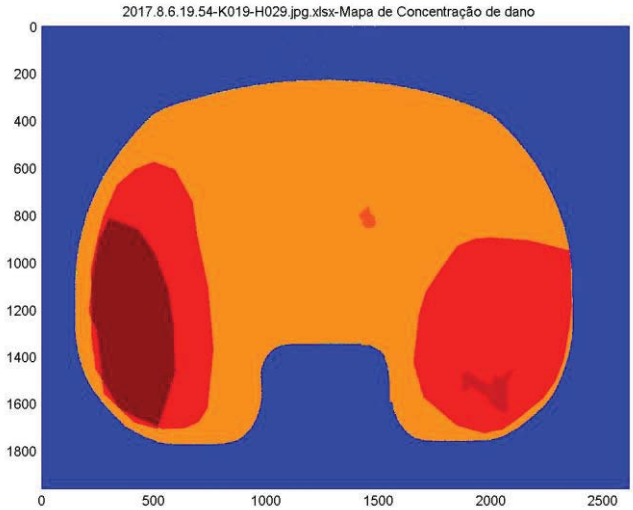
25 APÊNDICE P – RESULTADOS K019

Imagem original	Código	K019
	Lado	Direito
	Sexo do paciente	Feminino
	Tempo in vivo [anos]	---
	IMC	---
	Causa da revisão	Infecção
	Escala Hood	29
	Escala Novo Método	18

Mapa de dano



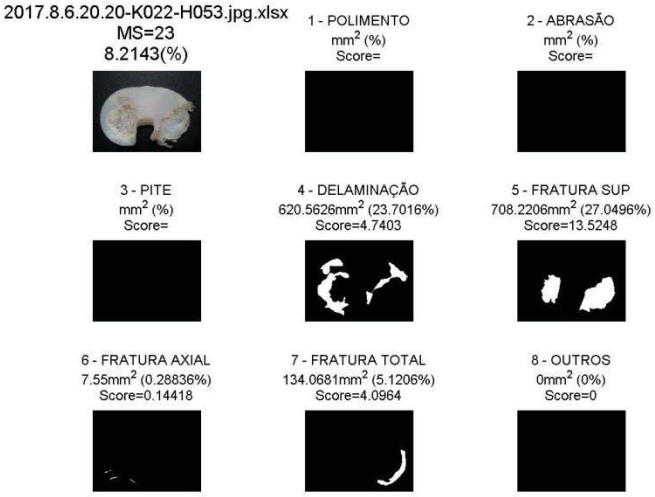
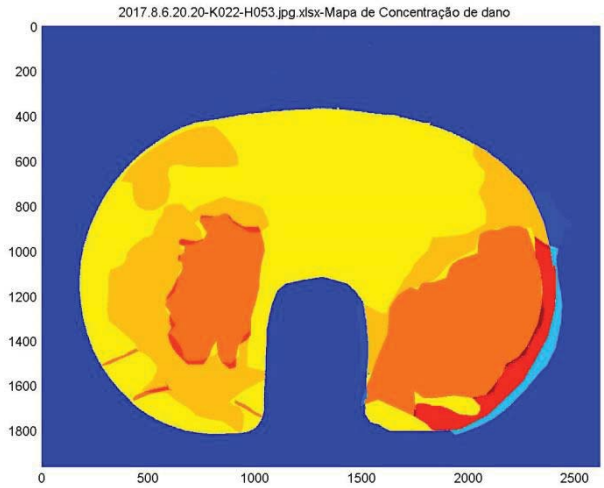
Mapa de concentração



26 APÊNDICE Q – ESULTADOS K022

Imagem original	Código	K022
	Lado	Esquerdo
	Sexo do paciente	Feminino
	Tempo in vivo [anos]	13
	IMC	32
	Causa da revisão	Desgaste do PE
	Escala Hood	53
	Escala Novo Método	23

Mapa de dano



Mapa de concentração