

UNIVERSIDADE FEDERAL DE ITAJUBÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE PRODUÇÃO

Aline Cunha Alvim

**Otimização robusta no torneamento de cabeças femorais para
artroplastia de quadril: uma análise comparativa de ferramentas**

Itajubá
2023

Aline Cunha Alvim

**Otimização robusta no torneamento de cabeças femorais para
artroplastia de quadril: uma análise comparativa de ferramentas**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção da Universidade Federal de Itajubá, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Ciências em Engenharia de Produção.

Área de concentração: Engenharia de Produção
Orientador: Prof. João Roberto Ferreira, Dr.
Coorientador: Prof. José Henrique de Freitas Gomes., Dr.

Itajubá
2023

DEDICATÓRIA

A Deus e aos meus pais, Geraldo (em memória) e Silvany.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por ter me capacitado para realizar este trabalho. Agradeço-o por ter me fortalecido quando pensei não ser capaz, por ter me guiado quando faltou direção. Definitivamente, a Sua graça nunca falha!

À minha família pela cobertura emocional, espiritual e financeira durante todos esses anos. Sempre transbordaram alegria, disposição, esforços e recursos, os quais me mantiveram firme neste propósito.

Ao meu orientador, Prof. Dr. João Roberto, pela confiança nestes anos consecutivos de pesquisa. Sou imensamente grata pelos conselhos, advertências e por compartilhar sua longa experiência como pesquisador e docente.

Ao meu coorientador, Prof. Dr. José Henrique, agradeço o tempo e paciência despendidos nesta investigação, sua grande empatia e profundo conhecimento tornaram esta jornada mais leve e bem sucedida.

Aos técnicos José Veríssimo de Toledo, Emerson Barsotinni, Luiz Fernando Alves pelo suporte técnico fundamental à condução desta pesquisa e ao José Claudio Isaias pela disponibilidade e disposição ao contribuir com minha formação profissional.

Aos professores do Instituto de Engenharia de Produção e Gestão por terem contribuído para meu crescimento profissional e pessoal. Direta e indiretamente muitos me motivaram a seguir na docência.

Ao Departamento de Engenharia Mecânica e Produção da Universidade Federal de São João del Rei por me dar acesso ao laboratório de metrologia da instituição, em especial ao Prof. Dr. Carlos Henrique Lauro pela disposição em me auxiliar.

Ao meu noivo Wesley Rangel por compartilhar das alegrias, mas também das dificuldades desta jornada. Sua paciência e mansidão foram de extrema importância nestes últimos anos.

Aos tantos colegas e amigos conquistados durante esta trajetória, por todo carinho e apoio que me deram. Foram imprescindíveis para que eu chegasse até aqui. Em especial aos amigos Gustavo, Simone, Fabrício, Jéssica e Thiago.

A UNIFEI, aos órgãos de fomento à pesquisa FAPEMIG, CNPq e especialmente à CAPES pelo apoio financeiro.

RESUMO

A grande população de idosos tem naturalmente resultado no aumento do número de cirurgias ortopédicas, como artroplastias de joelho e quadril. Em países em desenvolvimento, o crescimento na demanda por esse tipo de cirurgia já é uma realidade e conseqüentemente realça a necessidade do desenvolvimento de tecnologias de manufatura por usinagem que atendam aos requisitos de qualidade da prótese. O aço inoxidável austenítico ABNT 316L é usado na fabricação de próteses articulares e, apesar de considerado um material de baixa usinabilidade, é uma alternativa econômica em relação à aplicação de outros biomateriais como ligas de titânio e cerâmicas. Nesse contexto, esta tese apresenta a otimização no torneamento de cabeças femorais para uma prótese total de quadril, comparando-se duas geometrias diferentes de ferramentas: formato ISO redonda e rômica. Para tanto, utilizou da metodologia de superfície de resposta e do projeto de parâmetros robustos para modelagem e otimização das principais respostas do processo: rugosidade e esfericidade. Os experimentos foram conduzidos com base em um arranjo combinado considerando três variáveis de controle e duas variáveis de ruído. Como variáveis de controle foram estudados: velocidade de corte, avanço e profundidade de usinagem; e como variáveis de ruído foram considerados: comprimento fixado do corpo de prova e vazão do fluido de corte. Como características de qualidade, foram analisados o acabamento superficial e a esfericidade das cabeças femorais, por meio, respectivamente, da rugosidade e do desvio de circularidade total. A otimização robusta foi conduzida pela combinação de dois métodos: erro quadrático médio e interseção normal à fronteira. De forma que a formulação do problema de otimização visou a minimização da rugosidade no processo de torneamento do aço inoxidável ABNT 316L, limitando-se a esfericidade a 10 μm . Os resultados evidenciaram que a ferramenta rômica é a escolhida quando deseja-se atingir, simultaneamente, componentes com a melhor qualidade superficial e menor desvio de forma. Por fim, pelos experimentos de confirmação, foi possível constatar a robustez das soluções ótimas em relação aos efeitos das variáveis de ruído.

Palavras-chave: Esfericidade; Rugosidade; Prótese; Otimização multiobjetivo; Arranjo combinado.

ABSTRACT

The large elderly population has naturally led to an increase in the number of orthopedic surgeries, such as knee and hip replacements. In developing countries, the growing demand for this type of surgery is already a reality, highlighting the need to develop machining manufacturing technologies that meet the quality requirements of the prosthesis. ABNT 316L austenitic stainless steel is used in the manufacture of joint prostheses and, although it is considered a material with low machinability, it is an economical alternative to the application of other biomaterials such as titanium alloys and ceramics. In this context, this work presents the optimization of the turning of femoral heads for a total hip prosthesis, comparing two different tool geometries: round and rhombic ISO format. To this end, it has used the response surface methodology and the design of robust parameters to model and optimize the main process responses: roughness and sphericity. The experiments were carried out based on a combined array considering three control variables and two noise variables. The control variables studied were: cutting speed, feed rate and depth of cut; and the noise variables considered were: fixed length of the workpiece and cutting fluid flow. As quality characteristics, the surface finish and the sphericity of the femoral heads were analyzed using the mean roughness and total circularity deviation, respectively. Robust optimization was performed by combining two methods: mean square error and normal boundary intersection. Therefore, the formulation of the optimization problem was to minimize the roughness in the turning process of ABNT 316L stainless steel, limiting the sphericity to 10 μm . The results showed that the rhombic tool is preferable when it is desired to simultaneously obtain components with the best surface quality and the least shape deviation.

Keywords: Sphericity; Roughness; Prosthesis; Multiobjective optimization; Combined array.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Acetábulo e cabeça femoral da articulação de quadril	23
Figura 2 - Cápsula articular sinovial envolvendo a articulação do quadril	23
Figura 3 - Ligamentos (a) e (b) extracapsular; e (c) intracapsular	24
Figura 4 - Osteoartrite de quadril	25
Figura 5 - Osteoartrite de quadril em um homem entre 35 e 46 anos, encontrado em uma aldeia medieval na Holanda, em 1500	26
Figura 6 - Osteonecrose da cabeça femoral com implicação na parede acetabular	27
Figura 7 - Osteonecrose da cabeça femoral: (1) aspecto da cartilagem que recobre a cabeça femoral; (2) região de cartilagem frágil e fraturada; e (3) área de osso necrosado	27
Figura 8 - Fêmur proximal.....	29
Figura 9 - Molde ou taça de Vitallium®	31
Figura 10 - Evolução dos moldes. Entre 1923 e 1925: vidro; em 1925: viscaloide; em 1933: Pyrex®; em 1937: Baquelite®; e em 1938: moldes de Vitallium®, mal e bem sucedidos	31
Figura 11 - Cabeças femorais acrílicas. (a) Da esquerda para a direita, uma prótese Judet padrão e outras três próteses modificadas; (b) cabeça femoral com quatro marcadores radiográficos usados para detectar qualquer rotação da prótese; (c) cabeça contendo o marcado.....	32
Figura 12 - Hastes intramedular do tipo Kuntscher.....	33
Figura 13 - Junta artificial de ombro original usada por Dr. Péan em 1893, em exposição no Smithsonian Institution, Washington, D. C.....	34
Figura 14 - Componentes de uma prótese de quadril	36
Figura 15 - Hastes não cimentadas, em Ti-6Al-4V, ASTM F-136: (a.1) RF 50% primária; (a.2) RF 50% de revisão (b) ConFix 50%; (c) ConFix Plus 50%.....	37
Figura 16 - Hastes cimentadas em aço inox, ASTM F-138: (a) Polida PTQ; (b) Autobloqueante Muller	37
Figura 17 - (a) acetábulos de polietileno; (b) cabeça bipolar a esquerda e cabeça femoral intercambiável a direita; (c) copa de dupla mobilidade; (d) componente acetabular parafusado	38
Figura 18 - (a.1) cabeça femoral cerâmica, (a.2) articulada com um UHMWPE, BIOLOX® delta; (b) cabeça femoral de Ti-6Al-4V; (c) cabeça femoral de Co-Cr.....	38
Figura 19 - Tipo específico de prótese de metal para ATQ: (a) Componente femoral não cimentado; (b) Vista aproximada do componente, mostrando a superfície porosa para penetração do crescimento ósseo (c) Componente femoral e acetabular articulados.....	39

Figura 20 - Artroplastia total de quadril em um paciente com osteonecrose bilateral	39
Figura 21 - Esquema da cadeia de processos para usinagem de uma cabeça femoral	51
Figura 22 - Imagens (MEV) e fotos da cabeça femoral: (a;b) antes do processo AFF e (c;d) após o processo AF.....	52
Figura 23 - Cabeças femorais. (a) após o drig grinding; (b) após o polimento EC.....	52
Figura 24 - Planejamento composto central para $k=3$	61
Figura 25 - Planejamento CCC, CCI e CCF.....	62
Figura 26 - Representação gráfica para um arranjo cruzado com três variáveis de controle no arranjo interno e duas variáveis de ruído no arranjo externo, totalizando 32 observações	64
Figura 27 - NBI para $m = 2$ funções objetivo.....	71
Figura 28 - Torno CNC – GL 240, ROMI.....	73
Figura 29 - Programação: Torneamento com EDGE CAM 2021	73
Figura 30 - Porta-ferramentas: (a) ISO DDJNL 2020K 11; (b) ISO SRDCN 2020K 10-A.....	74
Figura 31 - Insetos: (a) ISO DNMG 11 04 08-MM 2025 (desbaste); (b) ISO RCMT 10 T3 M0 2220; e (c) ISO DNMG 11 04 08-MF 1115 (acabamento)	74
Figura 32 - Desenho da peça após a usinagem: (a) desenho cotado e (b) vista em 3D.....	75
Figura 33 - Comprimento fixado dos tarugos nas castanhas para: (a) $lf (-1) = 20,6$ mm; (b) $lf (0) = 22,6$ mm; e (c) $lf (+1) = 24,6$ mm	78
Figura 34 - Esboço das medições da rugosidade Ra : (a) polo da esfera e (b) a 30° do polo ...	80
Figura 35 – Procedimento de medição do rugosímetro Mitutoyo SJ 400	80
Figura 36 – Medição com o circularímetro Talyround 131 da Taylor Hobson®.....	82
Figura 37 - Esboço das medições do desvio de circularidade total $Ront$	82
Figura 38 - Fluxograma do método adotado nesta investigação	83
Figura 39 - Cabeças femorais obtidas pelo torneamento esférico do aço ABNT 316L	85
Figura 40 - Comparativo dos resultados de rugosidade obtidos pela literatura e por esta investigação no torneamento de cabeças femorais de aço inoxidável ABNT 316L	86
Figura 41 - Comparativo dos resultados de desvio de circularidade total obtidos pela literatura e por esta investigação no torneamento de cabeças femorais de aço inoxidável ABNT 316L	86
Figura 42 - Gráfico de Probabilidade Normal e de Resíduos x Valor justado	90
Figura 43 - Gráfico de efeitos principais para <i>Rared</i>	91
Figura 44 - Simulação do contato inserto/peça	91
Figura 45 - Gráfico de interações para a rugosidade usando-se o inserto redondo.....	92

Figura 46 - Superfícies de resposta para Ra em μm , inserto redondo, $x_{\text{fixo}} = x_{\text{center point}}$	93
Figura 47 - Superfícies de resposta para Ra em μm , inserto redondo, $x_{\text{fixo}} = x_{\text{center point}}$	93
Figura 48 - Superfícies de resposta para $E[Ra]$ em μm , inserto redondo, $x_{\text{fixo}} = x_{\text{center point}}$	94
Figura 49 - Superfícies de resposta para $\text{Var}[Ra]$ em μm^2 , inserto redondo, $x_{\text{fixo}} = x_{\text{center point}}$	95
Figura 50 - Gráfico de Probabilidade Normal e Resíduos x Valor justado	97
Figura 51 - Gráfico de efeitos principais para R_{ontred}	98
Figura 52 - Gráfico de interações para a circularidade usando inserto redondo	99
Figura 53 - Superfícies de resposta para $E[R_{\text{ont}}]$ em μm , inserto redondo, $x_{\text{fixo}} = x_{\text{center point}}$	101
Figura 54 - Superfícies de resposta para $\text{Var}[R_{\text{ont}}]$ em μm^2 , inserto redondo, $x_{\text{fixo}} = x_{\text{center point}}$	101
Figura 55 - Gráfico de Probabilidade Normal e de Resíduos x Valor ajustado	104
Figura 56 - Gráfico de efeitos principais para a rugosidade usando-se o inserto rômboico.....	105
Figura 57 - Gráfico de interações para $R_{\text{arômbo}}$	106
Figura 58 - Superfícies de resposta para $E[Ra]$ em μm , inserto rômboico, $x_{\text{fixo}} = x_{\text{center point}}$	107
Figura 59 - Superfícies de resposta para $\text{Var}[Ra]$ em μm^2 , inserto rômboico, $x_{\text{fixo}} = x_{\text{center point}}$	108
Figura 60 - Gráfico de probabilidade normal e Resíduos x Valor ajustado	110
Figura 61 - Gráfico de efeito linear para $R_{\text{ontrômbo}}$	111
Figura 62 - Gráfico de interações para $R_{\text{ontrômbo}}$	113
Figura 63 - Superfícies de resposta para $E[R_{\text{ont}}]$ em μm , inserto rômboico, $x_{\text{fixo}} = x_{\text{center point}}$	114
Figura 64 - Superfícies de resposta para $\text{Var}[R_{\text{ont}}]$ em μm^2 , inserto rômboico, $x_{\text{fixo}} = x_{\text{center point}}$	114
Figura 65 - Fronteira de Pareto para $E[R_{\text{arômbo}}] \times \text{Var}[R_{\text{arômbo}}]$	117
Figura 66 - Superfície de resposta e gráfico de contorno para $E[Ra]$, par $vc \times f$	118
Figura 67 - Superfície de resposta e gráfico de contorno para $E[R_{\text{ont}}]$, par $vc \times f$	118
Figura 68 - Superfície de resposta e gráfico de contorno para $\text{Var}[Ra]$, par vcf	120

Figura 69 - Superfície de resposta e gráfico de contorno para $Var[Ront]$, par vcf	120
Figura 70 - Carta de controle para Ra considerando inserto rômico e os ensaios de confirmação	121
Figura 71 - Carta de controle para $Ront$ considerando inserto rômico e os ensaios de confirmação	122
Figura 72 - Comparativo dos melhores cinco resultados de Ra obtidos por esta investigação e pela literatura	123
Figura 73 - Comparativo dos melhores cinco resultados de $Ront$ obtidos por esta investigação e pela literatura	123
Figura 74 - Dimensões e detalhamentos do corpo de prova após o torneamento	140

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Análise bibliométrica	55
Tabela 2 - Planejamento CCD do arranjo combinado: pontos fatoriais em azul, pontos axiais em rosa e pontos centrais em amarelo	76
Tabela 3 - Variáveis de entrada para o torneamento de acabamento de cabeças femorais	77
Tabela 4 - Planejamento experimental com respostas – Inseto redondo	84
Tabela 5 - Planejamento experimental com respostas – Inseto rômbo	85
Tabela 6 - Coeficientes codificados e seus efeitos na rugosidade Ra usando-se o inseto redondo	88
Tabela 7 - Coeficientes codificados e seus efeitos na rugosidade Ra usando-se o inseto redondo (modelo reduzido).....	89
Tabela 8 - Coeficientes codificados e seus efeitos na circularidade $Ront$ usando-se o inseto redondo	96
Tabela 9 - Coeficientes codificados e seus efeitos na circularidade $Ront$ usando-se o inseto redondo	97
Tabela 10 - Coeficientes codificados e seus efeitos na rugosidade Ra usando-se o inseto rômbo	102
Tabela 11 - Coeficientes codificados e seus efeitos na rugosidade Ra usando-se o inseto rômbo (modelo reduzido)	103
Tabela 12 - Coeficientes codificados e seus efeitos na circularidade $Ront$ usando-se o inseto rômbo	109
Tabela 13 - Coeficientes codificados e seus efeitos na circularidade $Ront$ usando-se o inseto rômbo	110
Tabela 14 - Matriz pay-off para $E[Rarômbo] \times Var[Rarômbo]$	115
Tabela 15 - Matriz pay-off para $E[Rontrômbo] \times Var[Rontrômbo]$	115
Tabela 16 - Resultados da otimização entre $E[Rarômbo] \times Var[Rarômbo]$ pelo método NBI	117
Tabela 17 - Ensaios de confirmação	119
Tabela 18 - Significância das variáveis de ruído nos ensaios de confirmação pela ANOVA	120

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Biomateriais ortopédicos mais usados e suas aplicações primárias.....	44
Quadro 2 - Ferramenta, planejamento experimental e resposta abordados por Galanis e Manolakos (2009, 2010a, 2010b, 2010c, 2014) e Uddin (2014) no torneamento de cabeças femorais de aço ABNT 316L.....	56
Quadro 3 - Composição química (%) do aço inoxidável ABNT 316L	74

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

OMS	Organização Mundial de Saúde
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
COVID-19	<i>Coronavirus Disease – 19</i>
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
FDA	<i>European Union/Food and Drug Administration</i>
AI	Artroplastia Interposicional
ATQ	Artroplastia Total do Quadril
APQ	Artroplastia Parcial do Quadril
TJA	<i>Total Joint Arthroplasty</i> – Artroplastia Total de Junta
PTFE	Politetrafluoretileno
UHMWPE	<i>Ultra High Molecular Weight Polyethylene</i> - Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular
RTLA	Reação Tecidual Local Adversa
AFF	<i>Abrasive flow finishing</i> – Acabamento por Fluxo Abrasivo
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
RSM	<i>Response Surface Technology</i> – Metodologia de Superfície de Resposta
FEM	<i>Finite Element Method</i> - Método de Elementos Finitos
DoE	<i>Design of Experiments</i> – Planejamento de Experimentos
OLS	<i>Ordinary Least Squares</i> – Mínimos Quadrados Ordinários
WLS	<i>Weighted Least Squares</i> – Mínimos Quadrados Ponderados
ANOVA	<i>Analysis of Variance</i> – Análise de Variância
CCD	<i>Central Composite Design</i> – Planejamento Composto Central
BBD	<i>Box-Behnken Design</i> – Planejamento de <i>Box-Behnken</i>
RPD	<i>Robust Parameter Design</i> – Projeto de Parâmetros robustos
SNR	<i>Signal to Noise Ratio</i> – Relação Sinal/Ruído
MSE	<i>Mean Square Error</i> – Erro Quadrático Médio
NBI	<i>Normal Boundary Intersection</i> – Interseção Normal à Fronteira
GRG	Gradiente Reduzido Generalizado
ANSI	<i>American National Standards Institute</i> – Instituto Padrão Nacional Americano

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	16
1.1. Contexto da pesquisa	16
1.2. Objetivos	18
1.2.1. Objetivo Geral	18
1.2.2. Objetivos Específicos	18
1.3. Método de pesquisa	19
1.5. Estrutura do trabalho	20
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	22
2.1. Cabeça femoral para artroplastia de quadril	22
2.1.1. Articulação do quadril	22
2.1.2. Algumas doenças da articulação do quadril	25
2.1.3. A História da Artroplastia	32
2.1.4. Prótese de Quadril	35
2.2. Biomateriais	42
2.2.1 Classificação dos Biomateriais	43
2.3. Torneamento de cabeças femorais	50
2.4. Análise bibliométrica e revisão sistemática	54
2.4.1. Análise bibliométrica	54
2.4.2. Análise sistemática	55
2.5. Projeto e Análise de Experimentos	57
2.5.1. Metodologia de Superfície de Resposta	58
2.5.2. Projeto de Parâmetros Robustos	62
2.6. Otimização Multiobjetivo	66
2.6.1. Erro Quadrático Médio	69
2.6.2. Método da Interseção Normal à Fronteira	69
3. MÉTODO DE PESQUISA	72

3.1. Equipamentos e Materiais	72
3.2. Planejamento Experimental	75
3.3. Procedimentos de Medição	79
3.3.1. Acabamento superficial	79
3.3.2. Esfericidade	81
3.4. Modelagem, Análise e Otimização dos Dados	83
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO	84
4.1. Modelagem para o inserto redondo	87
4.1.1. Rugosidade	87
4.1.2. Desvio de circularidade total	96
4.2. Modelagem para o inserto rômbico	102
4.2.1. Rugosidade	102
4.2.2. Desvio de circularidade total	108
4.3 Otimização robusta	115
4.3. Confirmação	119
5. CONCLUSÕES	124
5.1. Conclusões gerais	124
5.2. Contribuições do trabalho	126
5.3. Sugestões para estudos futuros	127
REFERÊNCIAS	128
APÊNDICES	139

1. INTRODUÇÃO

1.1. Contexto da pesquisa

Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), entre 2000 e 2019 a expectativa de vida da população mundial aumentou em mais de 6 anos, de 66,8 anos em 2000 para 73,4 anos em 2019 (World Health Organization, 2023). Paralelamente, dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) apontaram que o aumento da população idosa (maiores de 60 anos) deve chegar a 25,5% da população brasileira em 2060 (Instituto de Pesquisa Econômica Aplicada, 2023). Ainda a respeito deste mesmo público, algumas estatísticas chamam atenção. Segundo o *National Joint Registry*, no Reino Unido foram reportados 225.000 procedimentos ortopédicos incluindo artroplastia de joelho, quadril e ombro, no período 2015/2016. No período de 2016/2017, a mesma agência reportou adicionais 243.000 casos de substituição de juntas (Aresti et al., 2017). Ainda, nos Estados Unidos, no período de 2005 a 2030, estima-se que a demanda por artroplastia total primária do quadril crescerá 174%, o que significa um aumento de 209 para 572 mil procedimentos por ano. Além disso, a demanda por revisão desse tipo de cirurgia deverá dobrar de 2005 a 2026, respectivamente (Kurtz *et al.*, 2007).

Diante do cenário supracitado, não é de se espantar que o mercado de biomateriais no Brasil tenha apontado para uma perspectiva de crescimento nos próximos anos. Uma análise realizada pela Zion Market Research (2023), empresa indiana analista de mercado, apontou que o mercado brasileiro de biomateriais deve atingir US\$ 8,66 bilhões até 2028. Mercado este, que em 2020, representou US\$ 3,78 bilhões. Segundo o relatório *Brazil Biomaterials Market 2022-2028*, parte do aumento neste período se dará devido ao crescente envelhecimento da população. A análise considerou os biomateriais naturais, sintéticos, sólidos ou líquidos, que são utilizados em dispositivos médicos e sistemas biológicos; os quais são frequentemente segmentados em biomateriais cardiovasculares, biomateriais ortopédicos, biomateriais para tratamento de feridas, biomateriais urológicos, biomateriais de cirurgia estética e biomateriais gastrointestinais.

À exceção do período de pandemia do COVID-19 - quando houve uma diminuição substancial das artroplastias de joelho e quadril por orientação do Ministério da Saúde, de modo a priorizar o combate ao vírus – no período de 2015 a 2020 as artroplastias de joelho e quadril foram as principais cirurgias realizadas no Brasil (Neto, 2021). Apesar da grande demanda por artroplastias para substituição de juntas lesadas, o desenvolvimento de materiais capazes de

interagir em harmonia com o ambiente biológico e que sejam mecanicamente congruentes com sua função, tornou-se uma atividade constante entre os ortopedistas e pesquisadores.

Frente a todos esses dados e estimativas, o aumento da população idosa, seguido por uma maior demanda por cirurgias de substituição articular, já tem impactado a indústria de fabricação de próteses ortopédicas e, conseqüentemente, o desenvolvimento de tecnologias de usinagem que atendam aos requisitos de qualidade que estas exigem.

O aço inoxidável austenítico ABNT 316L, material utilizado nesta tese, tem sido empregado com sucesso em aplicações de implantes por mais de uma década (ASTM F138, 2019) devido ao fato de ser uma alternativa econômica dentre outras opções como ligas de cobalto-cromo e ligas de titânio. Isto porque sua expressiva ductilidade, por exemplo, seja três vezes maior quando comparados aos demais metais de implante (Hallab; Jacobs, 2013). Além disso, possuem alta resistência mecânica (Davis, 2003) e excelente resistência à corrosão e à oxidação (Takada *et al.*, 1986), apesar de dureza e características de resistência ao desgaste relativamente baixas.

Quanto à sua usinabilidade, são considerados materiais difíceis de usar devido a propriedades específicas, como alto coeficiente de atrito e de dilatação térmica e baixa condutividade térmica (Nagendra Prasad; Ismail, 2022). A deficiência na condução de calor na ponta da ferramenta (Galanis; Manolagos, 2010a), por exemplo, sugere o uso de um sistema de refrigeração para atenuar o calor gerado na zona de corte e, conseqüentemente, reduzir o desgaste da ferramenta e melhorar a qualidade superficial da peça usinada. Nesse sentido, o efeito de fluidos de corte na usinagem de cabeças femorais, mais especificamente, na qualidade deste componente, ainda precisa ser melhor avaliado.

Estudos preliminares relativos à usinagem de cabeças femorais neste tipo de aço mostram que ainda há oportunidades que envolvam Metodologia de Superfície de Resposta, Projeto de Parâmetros Robustos e métodos de otimização mais estruturados que envolvam respostas críticas como rugosidade e esfericidade e que considerem a análise dos efeitos do fluido de corte e do comprimento em balanço na usinagem de cabeças femorais.

Dos métodos de otimização multiobjetivos, os métodos de aglutinação e de priorização das funções objetivo têm se mostrado como boas estratégias. Em especial o método da Interseção Normal à Fronteira, aplicado nesta pesquisa, conduz a conjuntos de soluções ótimas bem distribuídas e equiespaçadas no conjunto de otimização em uma região denominada fronteira de Pareto.

Com base neste contexto, este estudo vê como oportunidade a melhoria do processo de usinagem de cabeças femorais para artroplastia de quadril no aço inoxidável ABNT 316L. Para tanto, por meio do planejamento sequencial de experimentos, técnicas de modelagem e otimização, esta pesquisa objetiva a otimização do torneamento de cabeças femorais de aço inoxidável ABNT 316L de uma prótese total de quadril. A investigação buscará: (1) identificar os efeitos das variáveis de corte tradicionais no torneamento: velocidade de corte, avanço e profundidade de usinagem; das variáveis de ruído: comprimento fixado do corpo de prova e vazão do fluido de corte; (2) comparar a aplicação de duas geometrias de inserto na qualidade superficial e esfericidade do componente articular; (3) realizar a otimização robusta da rugosidade e do desvio de circularidade por meio do método da Interseção Normal à Fronteira.

Espera-se identificar o tipo de inserto mais adequado à aplicação da usinagem de cabeças femorais no aço inoxidável ABNT 316L e, com os parâmetros ótimos e robustos do torneamento alcançados, permitir a entrega de produtos em uma condição de alta de qualidade. Tais condições, possibilitarão vantagens econômicas para a sequência do processo de fabricação desse componente. Uma vez que as operações de acabamento subsequentes exigirão menos recursos para atender as especificações finais.

1.2. Objetivos

Realizada a contextualização e definição do problema de pesquisa, a seguir são definidos os objetivos geral e específicos deste trabalho.

1.2.1. Objetivo Geral

Esta pesquisa tem como objetivo principal a otimização robusta do processo de torneamento de cabeças femorais de aço inoxidável ABNT 316L para a artroplastia de quadril.

1.2.2. Objetivos Específicos

Dentre os objetivos específicos desta investigação, estão:

- Tornear cabeças femorais de uma prótese total de quadril em aço inoxidável ABNT 316L utilizando o Projeto de Parâmetros Robustos e a Metodologia de Superfície de Resposta;
- Modelar e analisar os efeitos das variáveis de controle: velocidade de corte, avanço e profundidade de usinagem sobre a rugosidade e o desvio de circularidade das cabeças

femorais torneadas, segundo a utilização de duas geometrias diferentes de inserto: formato ISO redondo e rômbo;

- Analisar o efeito das variáveis de ruído: comprimento fixado do corpo de prova e vazão do fluido de corte sobre a rugosidade e o desvio de circularidade das cabeças femorais usinadas com as duas geometrias diferentes de ferramenta;
- Verificar se as interações das variáveis de controle com as variáveis de ruído provocam efeitos significativos nas características de resposta utilizadas;
- Comparar a utilização de duas geometrias de ferramentas no intuito de selecionar a que confere melhores resultados otimizados;
- Determinar os parâmetros ótimos do torneamento de acabamento da cabeça femoral para a geometria de inserto selecionada, de modo a minimizar a rugosidade ao mesmo tempo em que o desvio de circularidade não ultrapasse as especificações definidas em norma;
- Avaliar os experimentos de confirmação pertinentes para validade dos resultados.

1.3. Método de pesquisa

Este trabalho fez uso da experimentação no desenvolvimento de sua aplicação. A otimização robusta do processo de torneamento de cabeças femorais de aço inoxidável ABNT 316L para a artroplastia de quadril baseou-se em funções objetivo modeladas a partir de dados coletados de experimentos.

A estratégia delineada combinou a Metodologia de Superfície de Respostas e o Projeto de Parâmetros Robustos, por meio do arranjo combinado, para a modelagem das funções objetivo que posteriormente viriam a ser otimizadas pela combinação do método do Erro Quadrático Médio e da Interseção Normal à Fronteira.

1.4. Delimitações da pesquisa

Este subcapítulo tem como objetivo esclarecer as condições de contorno desta pesquisa. Em primeiro lugar, esta tese limita-se a análise, modelagem e otimização do torneamento de cabeças femorais para artroplastia total de quadril no aço inoxidável ABNT 316L usado em conjunto com um componente acetabular de polietileno (prótese metal-polietileno). A seleção deste material a outros biomateriais metálicos como ligas de titânio ou cobalto-cromo deve-se ao seu uso na fabricação de cabeças femorais e a sua capacidade de fabricação por torneamento. Ligas de titânio, como Ti6Al4V, por exemplo, são usadas para a fabricação de hastes femorais

e, juntamente com as ligas de cobalto-cromo são fabricadas por forjamento a quente. Dos componentes que envolvem a prótese da articulação do quadril, apenas a cabeça femoral foi abordada.

Quanto ao processo de fabricação por usinagem, foram utilizados insertos de metal duro de geometria rômica e redonda e estudadas as variáveis de resposta rugosidade e esfericidade, ambas regulamentadas pela ISO 7206-2:2011, cujo enfoque são os implantes para cirurgia, em especial próteses parcial e total de quadril. A taxa de remoção de material, os custos do processo, entre outras respostas não foram avaliadas. Como variáveis de ruído foram consideradas o comprimento fixado do corpo de prova e a vazão do fluido de refrigeração.

Quanto ao planejamento e a realização dos experimentos, a pesquisa fez uso somente do Projeto de Parâmetros Robustos com arranjo combinado. Portanto, os modelos matemáticos desenvolvidos nesta pesquisa estão restritos ao comportamento desta região experimental. E para os métodos multiobjetivo, a otimização robusta foi alcançada pelo emprego conjunto do conceito do Erro Quadrático Médio e do Método da Interseção Normal à Fronteira. Embora outras abordagens multiobjetivo constem na literatura, não foram abordadas nesta pesquisa.

1.5. Estrutura do trabalho

De modo a atender aos objetivos traçados, esta tese é composta de cinco capítulos. O Capítulo 1 introduz este trabalho com base em estatísticas, como o crescente envelhecimento da população e o aumento da demanda por cirurgias para substituição de juntas, assim como a perspectiva de crescimento do mercado brasileiro de biomateriais. Em seguida, são elencados os objetivos e limitações deste trabalho.

O Capítulo 2 apresenta a contribuição da tese por meio de uma pesquisa sistematizada. Então, discorre acerca dos principais conceitos teóricos referentes à cabeça femoral para artroplastia total de quadril, aos biomateriais e ao torneamento de cabeças femorais. A seguir, conceitos necessários ao desenvolvimento do método são apresentados, o que inclui técnicas de modelagem e análise de experimentos e otimização multiobjetivo.

No Capítulo 3 foi desenvolvido o método científico adotado na investigação. Define-se as condições experimentais, o planejamento e procedimento experimentais, assim como a coleta de dados relacionada às respostas de interesse.

No Capítulo 4 são apresentados e discutidos os resultados obtidos com a execução do método proposto no capítulo anterior. As respostas e a modelagem individual destas são discutidas e confrontadas com a literatura; a otimização da média e variância das respostas de

forma individual foi avaliada; a otimização robusta multiobjetivo para a rugosidade e forma do componente foi realizada. Experimentos de confirmação também foram realizados para confirmar o método e garantir níveis ótimos para as respostas avaliadas no torneamento das cabeças femorais.

Por fim, o Capítulo 5 apresenta as conclusões deste trabalho e oportunidade de pesquisas futuras, provenientes de limitações desta pesquisa.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo ocupa-se em fundamentar a tese em questão e, para tanto, subdivide-se em três partes:

Inicialmente, explicita-se a contribuição teórica da tese, através de uma pesquisa sistematizada na base de dados Scopus com base em conceitos relacionados ao seu escopo.

Na segunda parte, o leitor é contextualizado acerca do tema desta, a saber: a otimização robusta do processo de torneamento de cabeças femorais de aço ABNT 316L para a artroplastia total de quadril. São apresentados a articulação do quadril, sua constituição, função e doenças comuns à essa articulação. O texto segue abordando um histórico de alternativas aplicadas ao tratamento dessa articulação, procedimentos praticados e materiais adotados por cirurgiões ao longo dos anos. Aborda também a tão atual artroplastia do quadril e, em especial, a aplicação de cabeças femorais artificiais em próteses de quadril. Algumas dificuldades, em sua maioria relacionadas à falha das próteses, também são discutidas. Na sequência, apresentam-se o conceito de biomateriais, bem como evidências históricas da utilização de materiais sem preparo prévio já nos primeiros anos da civilização humana e materiais comumente utilizados no setor de próteses. Por fim, aborda-se o processo de torneamento como parte da fabricação de cabeças femorais.

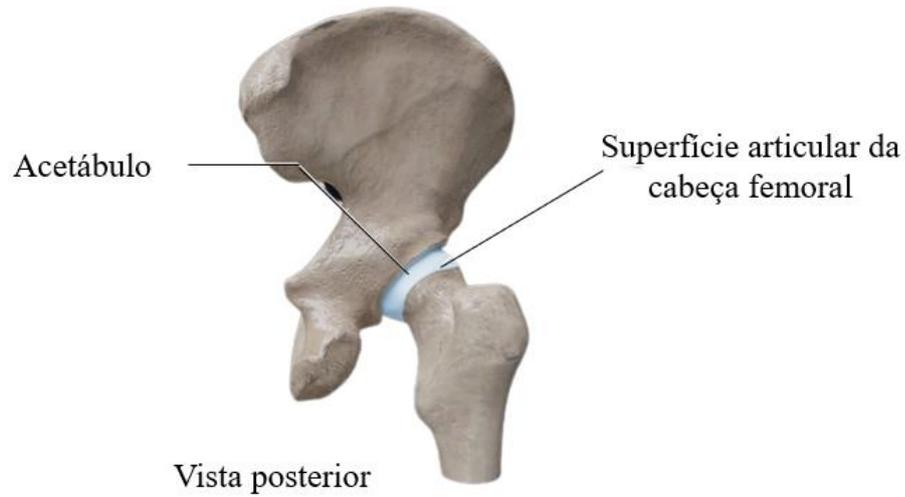
Na terceira e última etapa deste capítulo, descrevem-se os principais instrumentos matemáticos e estatísticos utilizados nesta investigação, que englobam conceitos tais como modelagem estatística de processos e otimização multiobjetivo.

2.1. Cabeça femoral para artroplastia de quadril

2.1.1. Articulação do quadril

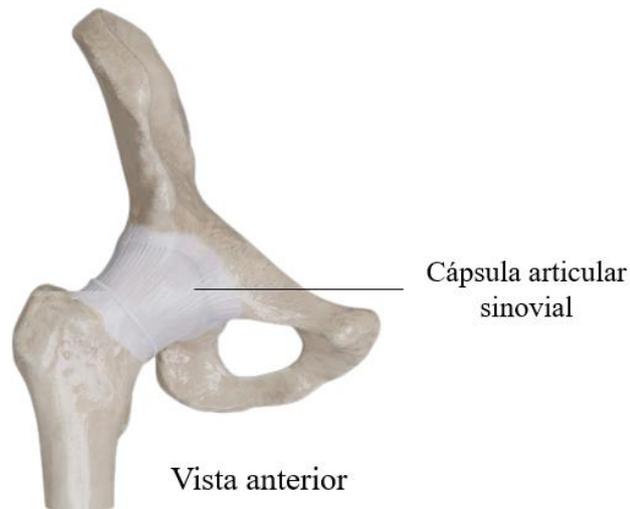
A articulação do quadril é constituída por dois ossos, acetábulo e cabeça femoral, envolvidos por uma cápsula articular sinovial (Baura, 2012), conforme ilustrado na Figura 1 e na Figura 2.

Figura 1 - Acetábulo e cabeça femoral da articulação de quadril



Fonte: (Anatomy Next, 2023)

Figura 2 - Cápsula articular sinovial envolvendo a articulação do quadril



Fonte: Adaptada de (Anatomy Next, 2023)

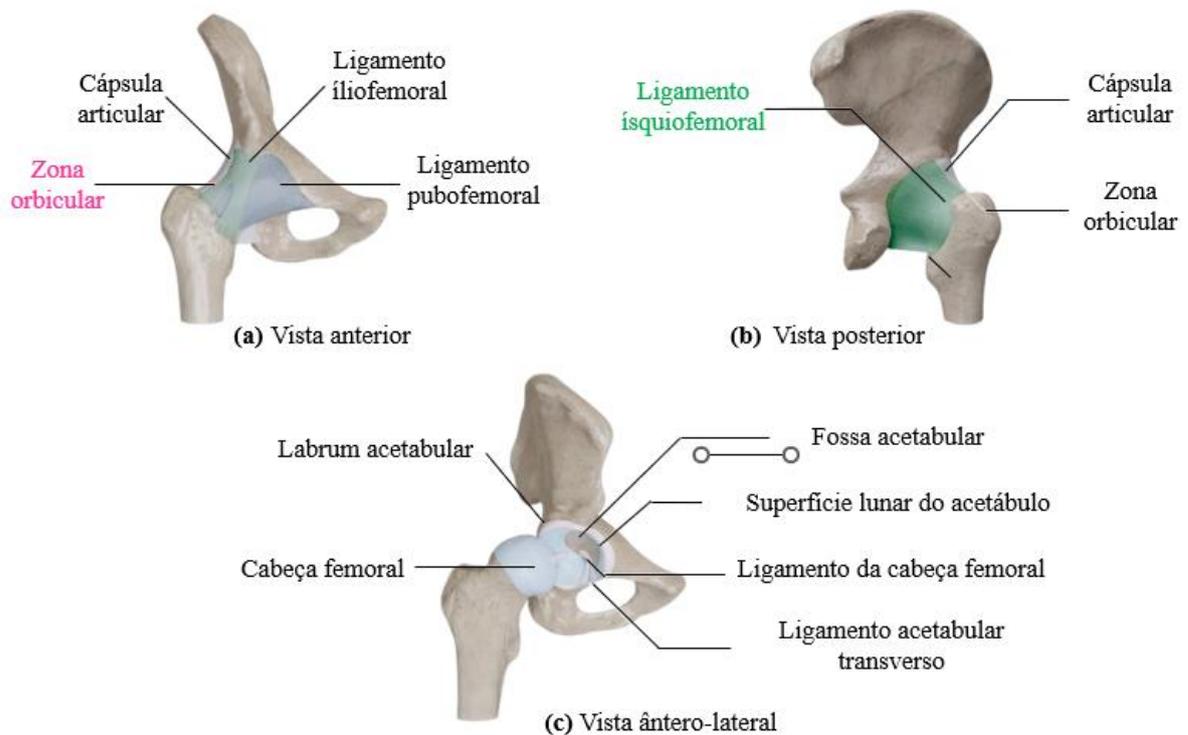
A articulação do quadril caracteriza-se como do tipo esfera e soquete, em que a esfera é formada pela cabeça femoral (convexa) - extremidade superior do fêmur - e o encaixe pelo acetábulo (côncavo), encontrado na pelve. Ambos são simétricos e possuem espaçamento articular semelhante em qualquer ponto (OrthoInfo, 2023).

Segundo Wiles (1958), a articulação do quadril apresenta uma maneira simples de fornecer movimento em todos os planos, ao mesmo tempo em que fornece força e estabilidade.

Considerando uma pessoa saudável, as superfícies de contato do acetábulo e da cabeça femoral são revestidas com cartilagem articular, que pode ser descrita como um tecido liso e mole que amortece as extremidades dos ossos da pelve e do fêmur e praticamente elimina qualquer atrito entre eles (Kamel, 2018). Essa articulação também é cercada por ligamentos muito resistentes, que garantem sua estabilização. A articulação do quadril com seus ligamentos, membranas e tecido cartilaginoso é apresentada na Figura 3.

Das articulações do corpo, o quadril é uma das maiores e mais dinâmicas. Delineada para andar e ficar em pé, ainda possui uma grande amplitude de movimento que perde apenas para a articulação do ombro. Contudo, apesar do seu dinamismo, é uma articulação bastante estática devido aos músculos, ossos e ligamentos circundantes (Koskusuz, 2016). Por estar sujeita a altas tensões diariamente e por anos, seu funcionamento pode ser comprometido seja por doenças degenerativas ou mesmo por lesões devido a acidentes domésticos, entre outros.

Figura 3 - Ligamentos (a) e (b) extracapsular; e (c) intracapsular

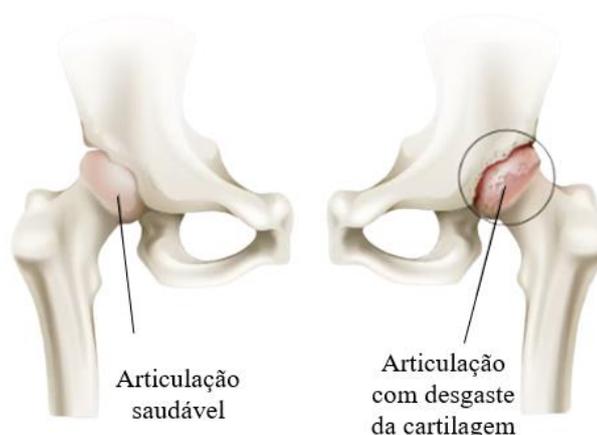


Fonte: Anatomy Next (2022)

2.1.2. Algumas doenças da articulação do quadril

Dentre as doenças da articulação do quadril, a osteoartrite do quadril é uma das mais comuns, interferindo severamente na vida do paciente (Wiles, 1958). Com maior incidência em idosos, é uma doença crônica e progressiva, classificada pela degeneração e desgaste da cartilagem articular, culminando na destruição articular e crescimento ósseo reativo (Kiko *et al.*, 2022). A comparação entre uma articulação saudável e outra danificada pode ser observada na ilustração da Figura 4, e uma imagem real do osso longo da coxa de um indivíduo com osteoartrite de quadril é apresentado na Figura 5.

Figura 4 - Osteoartrite de quadril



Fonte: STIWELL® (2021)

Em resposta ao enrijecimento da articulação, os pacientes acometidos pela doença apresentam dor intensa na região da virilha (Merola; Affatato, 2019), limitação dos movimentos e marcha claudicante. Predisposição genética, obesidade grave, esforço físico pesado, esportes e lesões são fatores de risco comuns (Zhang *et al.*, 2021).

Outra patologia incapacitante associada à articulação do quadril é a chamada osteonecrose do quadril (Wang *et al.*, 2022), também conhecida por necrose avascular (NAV) da cabeça femoral (Barney *et al.*, 2021). Caracteriza-se pela diminuição do fluxo sanguíneo na cabeça do fêmur, resultando na formação de uma zona de necrose na articulação, é mais comum à população jovem de 33 a 38 anos. A região necrosada é ponto de partida para a perda da congruência articular, levando ao desgaste prematuro do quadril (Petek; Hannouche; Suva, 2019). Segundo Wang *et al.* (2022), a sua progressão natural é rápida e as fortes dores no quadril

associadas à perda da sua função decorrem da mudança drástica na estrutura óssea interna da cabeça femoral, juntamente com as fraturas e colapsos subsequentes.

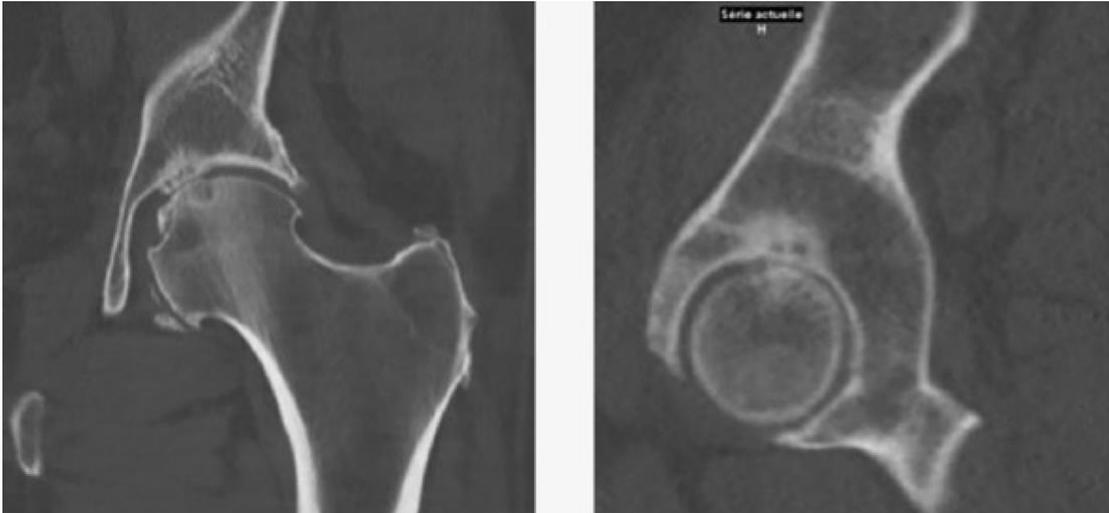
Figura 5 - Osteoartrite de quadril em um homem entre 35 e 46 anos, encontrado em uma aldeia medieval na Holanda, em 1500



Fonte: STIWELL® (2021)

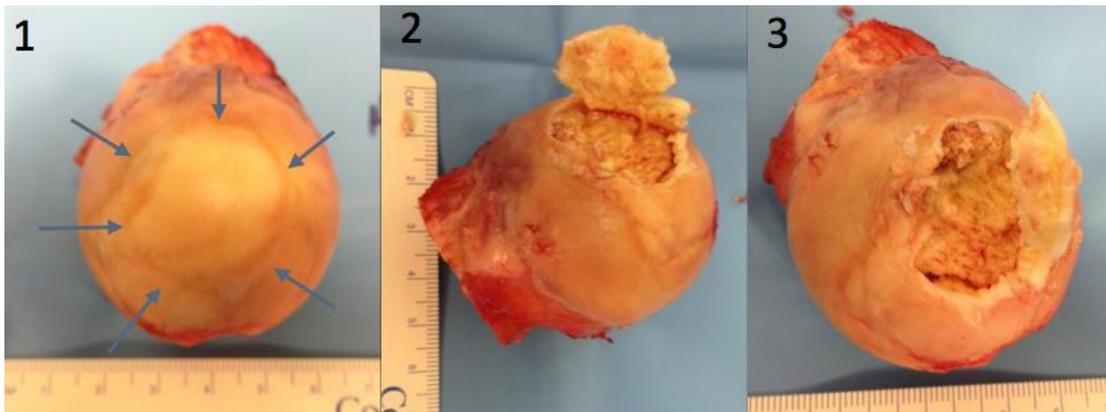
Dentre os fatores de risco para a osteonecrose da cabeça femoral, os mais frequentes incluem o uso de corticoides e o consumo excessivo de álcool e cigarros. Outras causas incluem: fratura do colo femoral, luxação coxo-femoral, gravidez, radiação ou radioterapia, quimioterapia, anemia falciforme, trombofilia ou alterações de coagulação, doença de descompressão, entre outras. Além disso, fatores genéticos também podem estar envolvidos (Polesello, 2023). Casos reais de osteonecrose da cabeça femoral podem ser vistos na radiografia apresentada na Figura 6 e na fotografia exibida na Figura 7.

Figura 6 - Osteonecrose da cabeça femoral com implicação na parede acetabular



Fonte: Petek; Hannouche; Suva (2019)

Figura 7 - Osteonecrose da cabeça femoral: (1) aspecto da cartilagem que recobre a cabeça femoral; (2) região de cartilagem frágil e fraturada; e (3) área de osso necrosado



Fonte: Polesello (2023)

Por fim, o quadril também pode ser acometido pela chamada artrite reumatóide. A artrite reumatóide é uma doença auto-imune¹ altamente incapacitante que se inicia entre os 30 e 40 anos, tornando-se pior com a idade. Essa inflamação crônica, de causa desconhecida, acomete duas vezes mais mulheres que homens e é responsável por sintomas, como: dor articular, rigidez matinal prolongada, aumento de volume local, nódulos reumatóides, derrame (líquido) articular e deformidades articulares (Rebolledo, 2022).

¹ Doença auto-imune ocorre quando o próprio sistema imune do paciente começa a atacar seus tecidos.

As alterações inflamatórias articulares podem culminar na perda do alinhamento do quadril e da congruência articular. Sendo o estágio mais avançado da doença caracterizado pelo predomínio da fibrose, com anquilose, deformidades e reabsorção óssea (Imhof *et al.*, 2022).

2.1.2.1 Tentativas históricas no tratamento da articulação do quadril

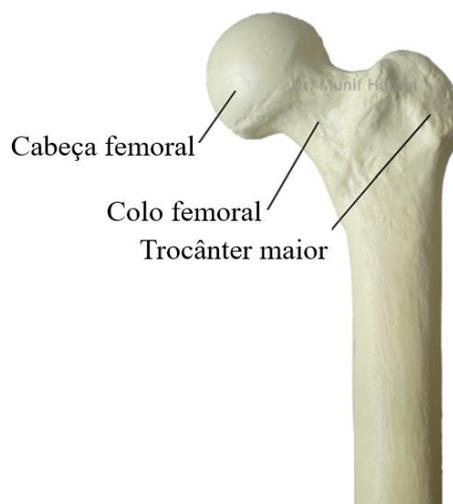
As primeiras tentativas cirúrgicas para correção da articulação do quadril ocorreram entre os séculos XIX e XX, no tratamento da osteoartrite de quadril (Learmonth; Young; Rorabeck, 2007) com a chamada Artroplastia Interposicional (AI) (Smith-Petersen, 1948).

A AI pode ser definida como um procedimento de contorno e inserção de uma camada interposicional entre as superfícies ósseas articuladas do quadril (Marya & Bawari, 2010). Consistia na inserção de vários tecidos, como fáschia lata², pele, e até mesmo a submucosa de bexiga suína entre as superfícies articulares do quadril (Smith-Petersen, 1948). Relatos dessa época citam o cirurgião ortopédico Robert Jones que, em 1902, usou uma folha de ouro como camada interposicional em uma substituição de quadril (Marya & Bawari, 2010). Procedimento similar foi concebido pelo médico cirurgião John Benjamin Murphy ao introduzir a interposição com fáschia lata e tecido adiposo. Poucos anos mais tarde, foi a vez de Whitman se destacar com um procedimento reconstrutivo no qual a cabeça e o colo do fêmur eram removidos e o trocânter maior era transplantado para um nível inferior (Wiles, 1958). Cabeça e colo do fêmur, e trocânter maior podem ser identificados na Figura 8. Contribuindo para a evolução no tratamento da doença, em 1915, Murphy combinou a osteotomia³ com o procedimento de interposição (Marya & Bawari, 2010).

² A fáschia lata é um conjunto de tecidos que envolve os tecidos profundos da coxa. Reveste todo o comprimento e a largura da coxa, mas varia em espessura por toda parte. Do ponto de vista histológico, é composta principalmente por fibras colágenas e uma porcentagem menor de elastina (Peabody e Bordoni, 2021).

³ A osteotomia é um procedimento que visa corrigir a deformidade óssea ou articular cortando o osso e deixando a fratura cicatrizar na posição desejada, geralmente com auxílio de fixação interna (Britannica, 19 de janeiro de 2022).

Figura 8 - Fêmur proximal



Fonte: Adaptado de Quadril Cirurgia (2022)

Dentre as tentativas de tratamento relativamente bem sucedidas, o cirurgião Smith-Petersen obteve bons resultados usando vidro. Na época, 1923, ele substituiu uma cabeça femoral fraturada por uma prótese de vidro que, por um ano, apresentou desempenho, mas após esse período, quebrou (Manzi *et al.*, 2016). Segundo o próprio cirurgião, a ideia de usar o vidro surgiu de uma experiência vivida por um paciente, o qual manteve um pedaço de vidro nas costas por cerca de um ano sem reação adversa a esse corpo estranho. Verificou-se que, após este período no corpo do paciente, o vidro estava cercado por tecido fibroso, revestido por um saco sinovial brilhante, contendo algumas gotas de um líquido amarelo claro. Essa situação suscitou em Smith-Petersen a ideia de que havia um processo de reparo com vidro que poderia ser aplicado à artroplastia do quadril. A partir de então, a ideia de “molde”, inicialmente feito de vidro, foi concebida pelo médico (Smith-Petersen, 1948).

Wiles (1958) descreveu esse molde como uma cúpula de vidro usada para cobrir uma cabeça femoral remodelada. Segundo ele, o molde flutuava livremente entre as superfícies ósseas remodeladas com a intenção de mantê-las afastadas enquanto eram recobertas com tecidos fibrosos ou cartilagosos. Naquele tempo, sua função foi considerada mais fisiológica do que mecânica já que seu objetivo era estimular a regeneração da cartilagem em ambos os lados da junta de vidro moldada e, uma vez restaurada a cartilagem, o molde seria removido (Hernigou, 2014). O próprio criador, Smith-Petersen, descreveu sobre sua nova criação:

Um molde de algum material inerte, interposto entre as superfícies recém-formadas da cabeça do fêmur e do acetábulo, guiaria o reparo da natureza para que os defeitos fossem eliminados. Mediante competição de reparo, o molde seria removido, deixando liso, mecanicamente congruente e adequado para a função (Smith-Petersen, 1948, p. 64).

Era comum que os moldes de vidro quebrassem após alguns meses, mas a restauração da função do quadril por si só já era encorajadora para o cirurgião. Assim, deu-se início à busca por outro material que fosse inerte e ao mesmo tempo forte para suportar o peso. Em 1925, moldes de viscaloid (derivado do celuloide) foram testados. Contudo, produziram reação imune do corpo e foram descartados após oito anos de experiência. Entre 1930 e 1936, Smith-Petersen voltou a usar o vidro, desta vez, o vidro Pyrex®⁴ por ser mais resistente. De 18 implantados apenas um foi retirado antes da quebra, o qual foi substituído por um molde de Vitallium®⁵, em 1938. Um ano antes, o cirurgião testou um molde de Baquelite®⁶ em um frentista, que após uma queda percebeu que seu quadril começou a “chiar”. Após tantos testes, em 1938, Smith-Petersen finalmente se decidiu pelo Vitallium® (Hernigou, 2014). Um exemplar do molde de Vitallium® é apresentado na Figura 9.

Os moldes passaram por modificação ao longo do tempo. Sua evolução pode ser vista na Figura 10. À época, a intenção era mobilizar as articulações anquilosadas por meio da remodelação das superfícies articulares e da interposição de tecidos moles vizinhos ou algum tipo de substância estranha, para evitar que se fundissem novamente (Wiles, 1958).

⁴ Pyrex é uma marca registrada de um tipo de vidro resistente ao calor, a produtos químicos e a eletricidade (Britannica, 05 de agosto de 2022).

⁵ Vitallium é uma marca registrada de uma liga de Cr-Co-Mo, com composição nominal de 26 a 30% de Cr, 5 a 7% de Mo, e equilíbrio com Co (Konofaos *et al.*, 2017), com excelente resistência à corrosão e biocompatibilidade (Bandyopadhyay *et al.*, 2020).

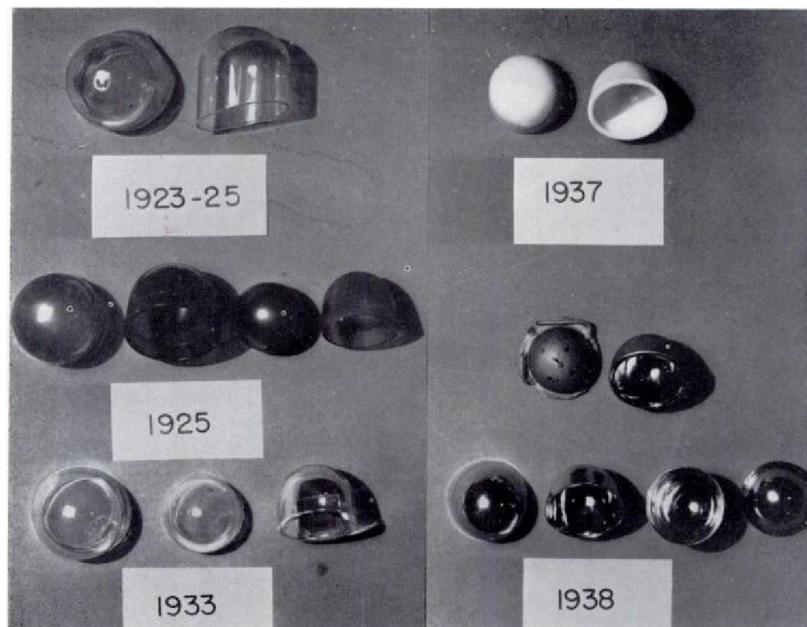
⁶ Baquelite é uma marca registrada da resina de fenol-formaldeído. Resina sintética, a baquelite é um plástico duro, infusível e quimicamente resistente (Britannica, 15 de junho de 2022).

Figura 9 - Molde ou taça de Vitallium®



Fonte: Medicina do Quadril (2014, acesso em 29 de setembro de 2022)

Figura 10 - Evolução dos moldes. Entre 1923 e 1925: vidro; em 1925: viscaloide; em 1933: Pyrex®; em 1937: Baquelite®; e em 1938: moldes de Vitallium®, mal e bem sucedidos

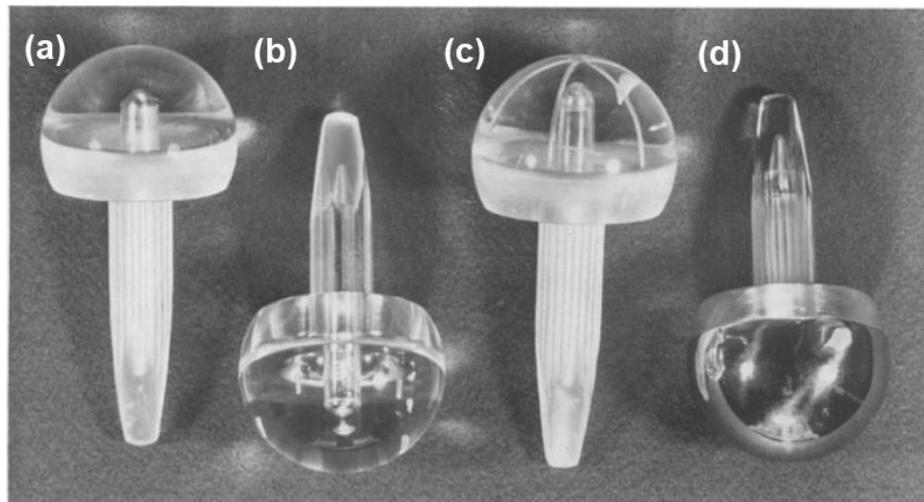


Fonte: Smith-Petersen (1948)

Mais de 10 anos após a atuação de Smith-Petersen com o Vitallium®, os irmãos parisienses Jean e Robert Judet iniciaram sua contribuição para a era da artroplastia de substituição com seu próprio método de artroplastia do quadril. O método destinava-se principalmente ao tratamento da osteoartrite dolorosa do quadril (Nissen, 1952). Jean e Robert relataram sua experiência com este método e com o uso de cabeça femoral acrílica. Próteses

desse tipo podem ser vistas na Figura 11. Wiles (1958) ressaltou que há uma diferença importante entre a artroplastia do molde e os procedimentos de substituição, como a Artroplastia Total de Quadril. Como mencionado anteriormente, o molde flutua livremente entre as superfícies remodeladas. A prótese, por outro lado, é fixada ao osso e deve permanecer firmemente fixada pelo resto da vida do paciente.

Figura 11 - Cabeças femorais acrílicas. (a) Da esquerda para a direita, uma prótese Judet padrão e outras três próteses modificadas; (b) cabeça femoral com quatro marcadores radiográficos usados para detectar qualquer rotação da prótese; (c) cabeça contendo o marcado



Fonte: Down Bros; Mayer; Phelps *apud* Nissen (1952)

2.1.3. A História da Artroplastia

A artroplastia ou substituição articular foi encabeçada nos anos de 1853 pelo cirurgião Themistocles Gluck. Seus primeiros trabalhos na área de substituição articular envolveram a dissecação de órgãos, como tendões e nervos provenientes de cadáveres, e transplantação dos mesmos em animais. Após avaliar esses transplantes, Gluck começou a incluir outros tipos de materiais, como o aço. Durante a guerra Sérvio-Búlgara (1915-1918), por exemplo, o cirurgião tratou uma fratura de fêmur com placas de aço e parafusos. Ficou impressionado com a recuperação rápida do movimento do fêmur. Nessa mesma época, substituiu uma porção de uma mandíbula acometida por câncer, novamente, com uma placa de aço fixada ao osso por parafusos (Eynon-Lewis; Ferry; Pearse, 1992).

Themistocles Gluck seguiu com seus experimentos, almejando, desta vez, substituições definitivas de tecidos ósseos e articulares. Materiais como madeira, vidro, alumínio e aço

niquelado foram usados por ele em seus testes com animais, até que, finalmente, optasse pelo uso do marfim nas substituições (Gluck, 1890).

Depois de testada em animais, a prótese de marfim, de formato cilíndrico, foi testada dentro do canal medular dos ossos longos de pacientes. O procedimento foi tão bem sucedido que culminou na continuidade óssea e na fixação segura do implante. O prego ou haste Kuntscher, conforme apresentado na Figura 12, foi criado com base nesses cilindros de marfim. Mais tarde, a fixação do implante foi aprimorada através de pequenos pinos, também de marfim, que eram inseridos horizontalmente em furos presentes na haste. Sua próxima melhoria veio a ser uma conexão que permitia o movimento (articulação) do implante. A partir de então, Gluck desenvolveu modelos para substituição total das articulações do ombro, joelho, mão e cotovelo (Zippel; Meyer-Ralfs, 1975 *apud* Eynon-Lewis; Ferry; Pearse, 1992).

Figura 12 - Hastes intramedular do tipo Kuntscher



Fonte: Catálogo Hospitalar

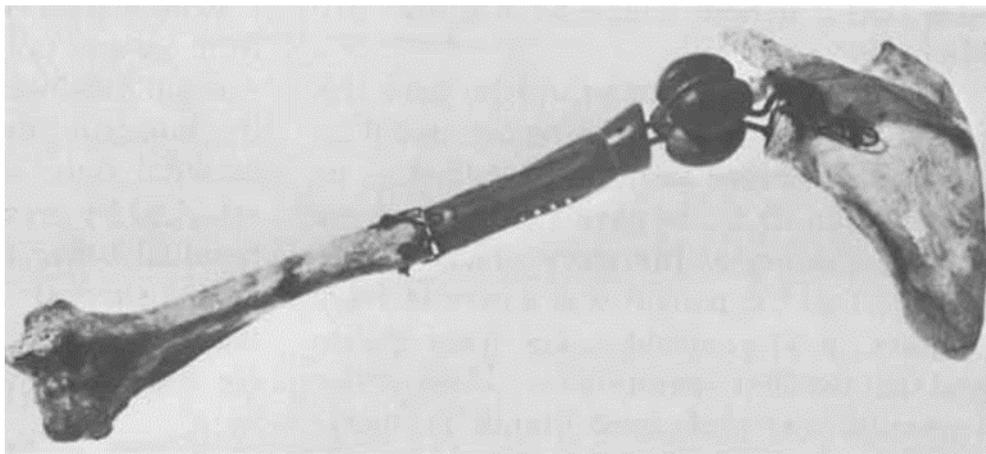
Gluck foi o primeiro cirurgião a usar cimento ósseo. Testou diversos tipos de substâncias, como amálgama de cobre, gesso de Paris, e uma mistura de resina com pedrapomes, que rapidamente endurecia. Por fim, acabou por preferir a fixação não cimentada que favoreceria a osseointegração. Assim, a estabilidade do implante seria garantida por si só pelo crescimento ósseo. Para ele, os implantes deveriam basear-se nos princípios estruturais do esqueleto humano. Ele e seus colegas de profissão deveriam aspirar um implante cujo volume e peso fossem menores, cuja força e forma fossem mais eficientes. Os dispositivos deveriam

ser de fácil inserção, de modo a não causar cirurgias traumáticas (Gluck, 1891 *apud* Eynon-Lewis; Ferry; Pearse, 1992).

O ápice de seus esforços aconteceu em 1890, em Berlim, na Alemanha, quando realizou uma artroplastia de joelho em uma jovem de 17 anos, cuja articulação do joelho estava danificada pela tuberculose. Seu joelho tuberculoso foi substituído por uma prótese articulada de marfim. Três semanas depois, o Dr. Gluck seguiu realizando uma substituição total do punho em outro paciente. Um ano depois, ocorreram as primeiras tentativas registradas de substituição da articulação do quadril, nas quais as cabeças femorais tuberculosas foram substituídas por marfim. O cirurgião também projetou substituições de ombro e desenvolveu dobradiças mais complexas e articulações redondas usando marfim e osso cadavérico (Eynon-Lewis; Ferry; Pearse, 1992). Seus resultados foram apresentados na 10ª Conferência Médica Internacional (Knight; Aujla; Biswas, 2011).

Logo depois, em 1893, Jules Emile Péan, inspirado por Themistocles Gluck (Bankes; Emery; London, 1995) realizou a primeira substituição total do ombro em um paciente chamado Jules Perdoux - um padeiro parisiense de 37 anos (Lugli, 1978). O cirurgião francês utilizou um aparelho metálico articulado rudimentar, feito de platina iridescente (eixo do úmero) e bola de borracha endurecida (cabeça do úmero), conforme é apresentado na Figura 13, criado pelo dentista parisiense J. Porter Michaels.

Figura 13 - Junta artificial de ombro original usada por Dr. Péan em 1893, em exposição no Smithsonian Institution, Washington, D. C.



Fonte: Lugli (1978)

2.2.3.1 Artroplastia de Quadril

Em se tratando da cirurgia de substituição do quadril, esta pode ser total (Artroplastia Total do Quadril - ATQ), que consiste na substituição tanto do acetábulo quanto da cabeça femoral, ou parcial (Artroplastia Parcial de Quadril - APQ), que geralmente substitui apenas a cabeça femoral (Manzi *et al.*, 2016).

Das cirurgias supracitadas, a ATQ é uma das cirurgias ortopédicas mundialmente aceitas (Choopani; Khajehzadeh; Razfar, 2021), sendo uma alternativa indicada para pacientes com osteonecrose tardia (avançada) da cabeça femoral, bem como para pacientes idosos, com artrite grave (MCGrory *et al.*, 2007). O procedimento restaura a funcionalidade articular ao substituir a articulação degenerada do quadril por uma prótese artificial (Affatato, 2014).

Segundo Markopoulos *et al.* (2018), esse tipo de cirurgia vem ganhando popularidade na ortopedia por estar associado ao alívio da dor, ao retorno da função articular proveniente principalmente de doenças articulares como osteoartrite e artrite reumatoide, e também pela longevidade dos implantes até 20 anos após o procedimento de artroplastia. Além disso, a ATQ tem acompanhado o aumento da expectativa de vida e estilo de vida mais ativo dos pacientes (Saptaji; Gebremariam; Azhari, 2018).

A artroplastia do quadril também pode ser classificada como primária ou de revisão. Segundo estudo realizado por Kurtz *et al.* (2007), estima-se que até 2030 a demanda por ATQ nos Estados Unidos crescerá 174%, significando um aumento de 209 para 572 mil procedimentos por ano, a contar do ano de 2005. Consoante a isso, a demanda por APQ deverá dobrar no de 2005 a 2026.

2.1.4. Prótese de Quadril

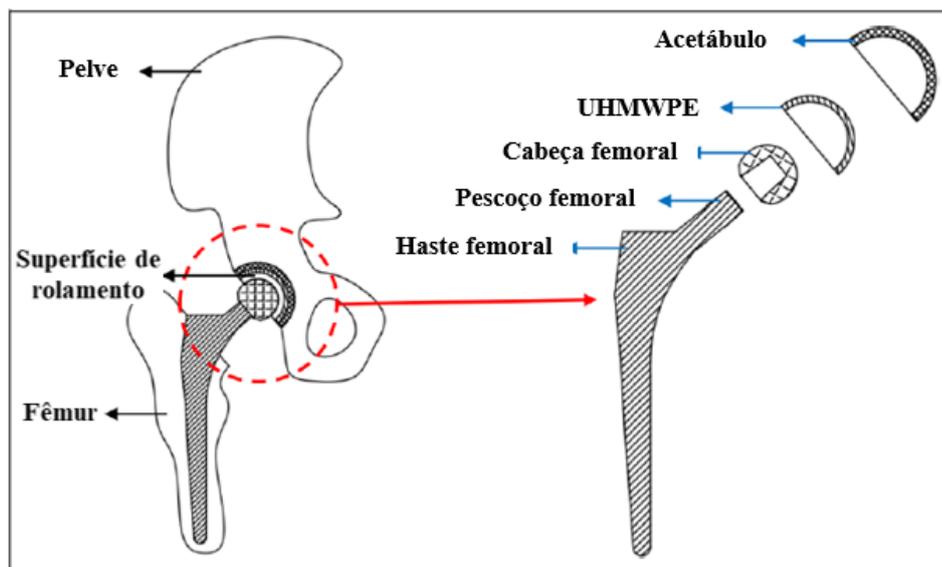
Na artroplastia total de quadril, a substituição da articulação danificada é realizada por meio da implantação de uma prótese de quadril. Desde o primeiro modelo até os dias atuais, o design e material das próteses foram evoluindo, possibilitando uma gama variada de opções, cada qual com benefícios e riscos. Cada sistema possui recursos exclusivos de design de dispositivo (tamanho, forma, material e dimensões), podendo um mesmo sistema ter resultados diferentes em pacientes diferentes (U. S. Food and Drug Administration, 2023).

De forma geral, uma prótese de quadril possui como componentes principais: haste, cabeça femoral, acetábulo e *inlay* (Döbbberthin *et al.*, 2020). Segundo Choopani; Khajehzadeh; Razfar (2021), seu funcionamento pode ser comparado a um mancal mecânico no qual a cabeça femoral conectada a haste femoral é colocada dentro de um copo acetabular. A cabeça femoral,

de formato redondo, possui um cone interno em um dos lados, através do qual a outra porção da haste é inserida. Para formar a superfície de apoio, um polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWP), semelhante a uma calota redonda, pode ser usado entre a cabeça femoral e o acetábulo, o supracitado *inlay*. Os componentes individuais de uma prótese da articulação do quadril no contexto do rolamento mecânico são apresentados na Figura 14.

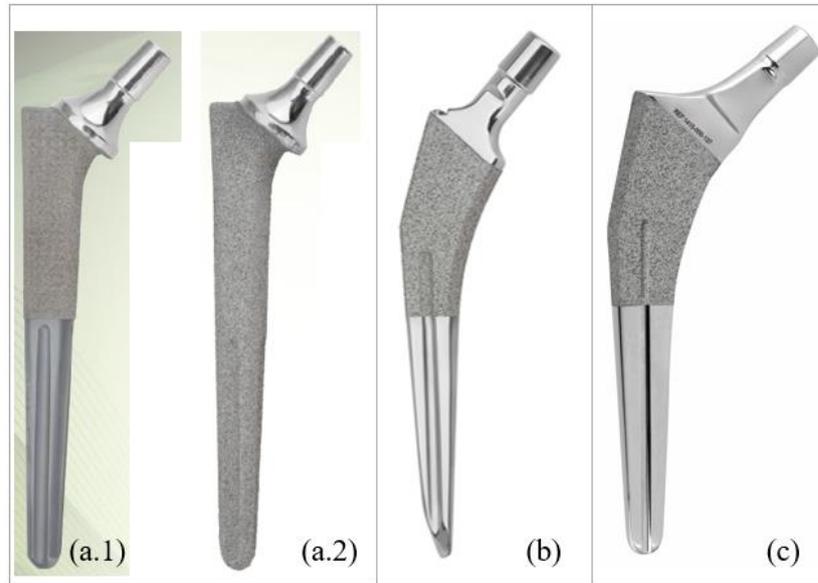
Das diversas próteses de quadril disponíveis no mercado, elas podem ser classificadas em próteses primária ou de revisão, com hastes cimentadas ou não cimentadas, cabeça femoral intercambiável metálica ou cerâmica, cabeça bipolar, acetábulo metálico ou de polietileno, copa de dupla mobilidade, entre outras possibilidades (Orthosintese, 2023). De modo a ilustrar a ampla variedade de próteses de quadril, alguns tipos de hastes, não cimentadas e cimentadas, podem ser vistas nas Figura 15 e Figura 16. Outros componentes de uma prótese de quadril, como o acetábulo, o *inlay* de polietileno e a cabeça femoral, podem ser vistos na Figura 17. As variáveis de projeto para uma prótese de quadril também incluem: materiais de rolamento, acabamentos superficiais e processos de fabricação (prótese), a posição e orientação desejadas do componente em relação ao osso (cirúrgico), e algumas variáveis ambientais como estrutura óssea e peso (paciente).

Figura 14 - Componentes de uma prótese de quadril



Fonte: Adaptado de Choopani, Khajehzadeh e Razfar (2021)

Figura 15 - Hastes não cimentadas, em Ti-6Al-4V, ASTM F-136: (a.1) RF 50% primária; (a.2) RF 50% de revisão (b) ConFix 50%; (c) ConFix Plus 50%



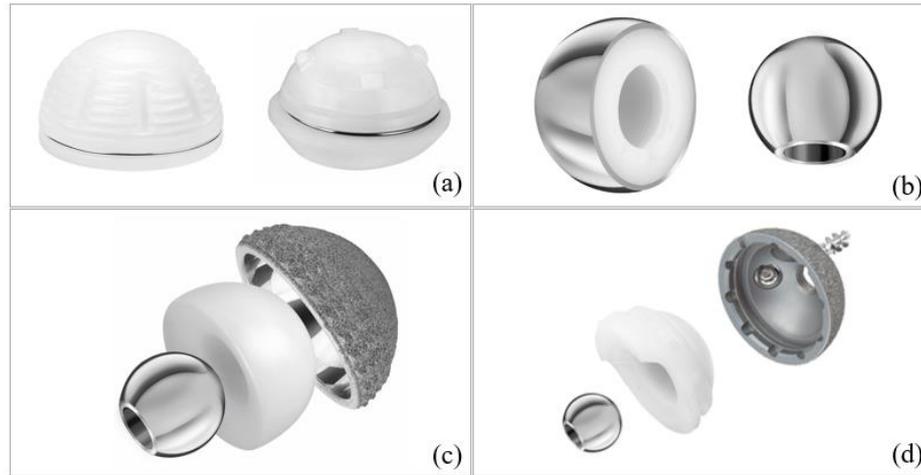
Fonte: IMPOL (2018)

Figura 16 - Hastes cimentadas em aço inox, ASTM F-138: (a) Polida PTQ; (b) Autobloqueante Muller



Fonte: IMPOL (2022)

Figura 17 - (a) acetábulos de polietileno; (b) cabeça bipolar a esquerda e cabeça femoral intercambiável a direita; (c) copa de dupla mobilidade; (d) componente acetabular parafusado



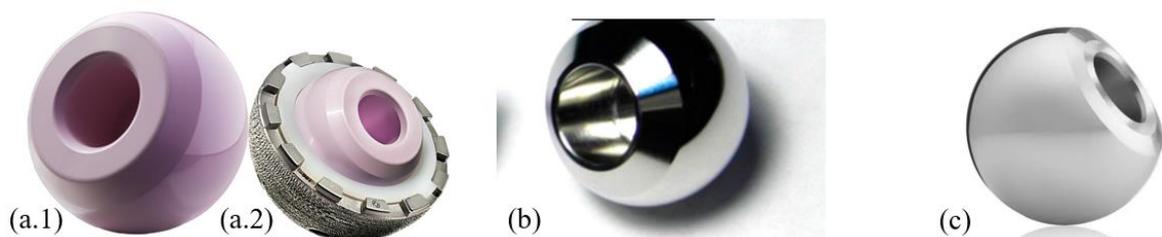
Fonte: IMPOL (2022)

Quanto aos dispositivos para substituição total de quadril, a U.S. Food and Drug Administration – FDA (2023) aponta cinco tipos:

1. Metal-Metal: esfera (cabeça femoral) e encaixe (acetábulo) de metal;
2. Metal-Polietileno: esfera de metal e encaixe de polietileno;
3. Cerâmica-Polietileno: esfera de cerâmica e encaixe de polietileno;
4. Cerâmica-Cerâmica: esfera de cerâmica e encaixe revestido de cerâmica;
5. Cerâmica-Metal: esfera de cerâmica e encaixe com revestimento metálico.

O dispositivo que será escolhido pelo ortopedista é aquele que oferecerá maior benefício e menor risco a cada paciente. Cabeças femorais de diferentes materiais são apresentadas na Figura 18.

Figura 18 - (a.1) cabeça femoral cerâmica, (a.2) articulada com um UHMWPE, BIOLOX® delta; (b) cabeça femoral de Ti-6Al-4V; (c) cabeça femoral de Co-Cr



Fonte: (a.1) e (a.2) Exactech (2023) (b) e (c) Surg Tech (2023)

A fixação dos componentes também pode variar. Pode ser por encaixe de pressão no osso, para permitir que o osso cresça sobre os componentes, ou por fixação por cimentação (geralmente, polimetilmetacrilato). Decisões como essa também são tomadas pelo cirurgião ortopédico e são baseadas em fatores como a qualidade e a resistência do osso (OrthoInfo, 2023). Algumas orientações gerais, por exemplo, pontuam que os implantes em indivíduos mais velhos (>80 anos de idade) sejam cimentados com cimento ósseo de polimetilmetacrilato (PMMA), pois a chance de revisão é mínima quando comparada a indivíduos mais jovens (<60 anos).

Figura 19 - Tipo específico de prótese de metal para ATQ: (a) Componente femoral não cimentado; (b) Vista aproximada do componente, mostrando a superfície porosa para penetração do crescimento ósseo (c) Componente femoral e acetabular articulados



Fonte: Adaptado de OrthoInfo (2023).

Figura 20 - Artroplastia total de quadril em um paciente com osteonecrose bilateral



Fonte: Moya-Angeler *et al.* (2015)

Além disso, a remoção do cimento ósseo é tecnicamente desafiadora e pode comprometer a disponibilidade de estoque ósseo (Hallab; Jacobs, 2020). A seguir, um dispositivo de Metal-Polietileno é apresentado na Figura 19 e o raio-X após a implantação de próteses de quadril é apresentado na Figura 20.

2.2.4.1 Cabeça femoral artificial

A cabeça femoral é a porção mais proximal do fêmur, ou seja, é a porção do fêmur mais próxima do tronco, cuja sustentação é feita pelo colo femoral (ilustrada na Figura 8). É coberta por cartilagem articular, articula-se com a superfície lunar do acetábulo, sendo responsável pelo alto grau de movimentação do quadril. De superfície lisa, quase redondo, a cabeça femoral se encaixa perfeitamente no acetábulo, que é uma cavidade em forma de taça (U. S. Food and Drug Administration, 2023). Pelo seu papel crucial na articulação do quadril, uma vez prejudicada, afeta o bom funcionamento da articulação, resultando em doenças ortopédicas, como as já citadas, osteoartrite e osteonecrose (Barney; Piuzzi; Akhondi, 2021; Goyal; Barik; Gupta, 2021; Moya-Angeler *et al.*, 2015).

Considerando as propriedades e funcionalidades da cabeça femoral para a articulação do quadril, uma cabeça femoral artificial precisa atender a diversos requisitos, como por exemplo, apresentar baixa rugosidade, boa resistência ao atrito e à corrosão, alta resistência ao desgaste e mecânica devido ao mecanismo de rolamento e aos diversos movimentos a que é submetida (Kumar; Arora; Datta, 2014). Além disso, uma cabeça femoral artificial deve apresentar biocompatibilidade, a fim de evitar inflamações e rejeição da mesma pelo organismo hospedeiro.

As cabeças femorais podem variar em tamanhos que vão de 22 a 40 mm de diâmetro (Cho; Choi; Kim, 2016; Novikov *et al.*, 2005). McKee e Farrar utilizaram cabeças femorais maiores em uma prótese Metal-Metal, na década de 1950. Notaram que, se por um lado elas permitiam que a carga do corpo fosse espalhada numa superfície cuja área é maior e, esta carga, devido ao uso do cimento plástico, seria dispersa em todo o componente acetabular, não repercutindo na destruição do osso; por outro, a cabeça relativamente grande apresentou maior resistência à fricção, se comparada com cabeça e acetábulo menores, e as superfícies de apoio sofreram maior desgaste (McKee; Watson-Farrar, 1966). Cho; Choi; Kim (2016) reforçam que o uso de cabeças femorais maiores, apesar de conferir maior estabilidade no pós-operatório e maior amplitude de movimento, é limitado pelo aumento do desgaste volumétrico nas superfícies de apoio e, também, pela geração de partículas.

Ao final da década de 1950, foi a vez de Charnley, que testou o diâmetro máximo permitido anatomicamente para uma cabeça femoral - 41,5 mm - juntamente com um componente acetabular plástico (politetrafluoretileno - PTFE) cuja espessura máxima permitida era de 5 mm. A prótese começou a deteriorar-se passados um ou dois anos da implantação e, percebeu-se que, o PTFE tendia a se movimentar com a grande cabeça femoral, resultando em dor. Atribuindo o desgaste maciço do componente acetabular à baixa espessura do mesmo, Charnley decidiu aumentar a espessura do PTFE e reduzir a cabeça femoral para 28,5 mm, depois para 25,25 mm, até que finalmente para 22 mm. Acreditava ser possível reduzir o torque de atrito transmitido para o acetábulo plástico da pequena esfera de aço e aumentar relativamente o torque de atrito entre o plástico e seu leito ósseo, de modo a mantê-lo estacionário. A redução do tamanho da cabeça femoral prolongou o período de sucesso da artroplastia. Ademais, o cirurgião identificou que cabeças femorais menores que 22 mm provaram causa crítica de luxação e, portanto, não sendo recomendadas (Chari; Kamangar; Longfield, 1969). Verificou-se também a ocorrência de desgaste linear com o uso cabeças femorais de 22 mm de diâmetro. De modo a reduzi-lo, as cabeças femorais foram sendo gradualmente aumentadas para 26 mm, 28mm e 32 mm de diâmetro (Cho; Choi; Kim, 2016).

A despeito das especificações desse tipo de prótese, a integridade superficial de cabeças femorais metálicas, por exemplo, afeta significativamente o contato, desgaste e comportamento tribológico⁷ do par de rolamentos para próteses totais de quadril (Donaldson *et al.*, 2015). Por essa razão, faz-se necessário normas como a ISO 7206-2:2011 para regulamentar especificações relacionadas à cabeça femoral.

A começar pela rugosidade, a norma ISO 7206-2:2011 regulamenta que a superfície redonda de rolamento de um componente metálico não deve exceder o valor R_a de 0,05 μm , enquanto a de um componente cerâmico não deve exceder 0,02 μm (ASTM F2033, 2020).

Quanto a esfericidade, de acordo com a norma ISO 7206-2:2011, a superfície redonda de rolamento de metal ou cerâmica em conjunto com um componente acetabular de polietileno deve ter um desvio de circularidade não superior a 10 μm . Para cabeças femorais metálicas usadas em conjunto com componentes acetabulares metálicos e cabeças femorais cerâmicas usadas em conjunto com componentes acetabulares cerâmicos, os valores de desvio de circularidade são mais restritos e não devem ser superiores a 5 μm (ASTM F2033, 2020).

⁷ O comportamento tribológico reflete como as superfícies se comportam em movimento relativo. Estuda o atrito, desgaste e lubrificação dos elementos envolvidos.

As tolerâncias dimensionais também desempenham um papel importante no desempenho da articulação do quadril artificial. Por essa razão, a norma ASTM F2033-20 delimita que a superfície de rolamento redondo deve ter um diâmetro nominal com tolerância de +0,0 e -0,2 mm.

2.2. Biomateriais

Ao longo das décadas o termo “biomaterial” passou por muitas definições. Na ausência, até então, de uma definição que os distinguissem de outros materiais, o médico ortopedista Jonathan Cohen, em 1967, definiu-os como sendo “todos os materiais, com exceção das drogas e suturas, que são usados como implantes” (Cohen, 1967, p. 32). Cohen os agrupou, então, em quatro grupos: (1) metais, (2) osso e derivados de osso usados como enxertos, (3) plásticos e (4) cerâmicas e compósitos; excluindo materiais biológicos como colágeno, pele ou tecido adiposo. À época, a interação implante/ambiente biológico nem mesmo havia sido considerada (Marin; Boschetto; Pezzotti, 2020).

Anos depois, em 1974, no sexto Simpósio Internacional Anual de Biomateriais, em Clemson, Carolina do Sul (EUA), foi amplamente aceita a definição de biomaterial como “uma substância farmacológica e sistematicamente inerte projetada para implantação dentro ou incorporação a um sistema vivo” (Park, 1984, p.1). Essa definição, que excluía todos os compostos bioativos, foi consentida 5 anos após o Prof. Larry L. Hench patentear o primeiro vidro bioativo (Marin; Boschetto; Pezzotti, 2020).

Menos de uma década depois, em 1982, na Conferência de Desenvolvimento em Aplicações Clínicas de Biomateriais, realizada no Instituto Nacional de Saúde (*National Institute of Health* – NIH), em Bethesda, Maryland (EUA), definiu-o como:

Qualquer substância (diferente de uma droga) ou combinação de substâncias, sintética ou natural em origem, que pode ser usada por qualquer período de tempo, como um todo ou como parte de um sistema que trata, melhora, ou substitui qualquer tecido, órgão, ou função do corpo (Jama, 1983, p. 1050).

Poucos anos mais tarde, em 1987, na Conferência da Sociedade Europeia para Biomateriais, em Chester (Inglaterra), definiu-se que um biomaterial “é um material inviável usado como dispositivo médico, destinado a interagir com os sistemas biológicos” (Williams, 1987, p. 3421). Neste contexto, o adjetivo “inviável” (non-viable no artigo citado) caracteriza-se como: não capaz de vida independente.

Em 1991, durante a *Consensus Conference*, em Chester (UK), cunhou-se a definição que viria a ser uma das mais aceitas até o momento.

Qualquer substância ou combinação de substâncias, além de drogas, de origem sintética ou natural, que possa ser usada por qualquer período de tempo, que acrescente ou substitua parcial ou totalmente qualquer tecido, órgão ou função do corpo, com intuito de manter ou melhorar a qualidade de vida do indivíduo (Marin; Boschett; Pezzotti, 2020, p. 1618).

O ponto chave desta definição, se comparada à de 1982, é o conceito de melhoria da qualidade de vida, que ressalta que um material pode ser definido com biomaterial somente se os benefícios advindos da sua aplicação são claramente superiores as suas desvantagens (Marin; Boschetto; Pezzotti, 2020).

Sua definição mais recente, ocorrida em 2018, na Conferência de Definições em Biomateriais (*Definitions of Biomaterials Conference*), em Chengdu (China), definiu biomaterial como “um material projetado para assumir uma forma que pode dirigir, por meio de interações com sistemas vivos, o curso de qualquer procedimento terapêutico ou diagnóstico” (Zhang; Williams, 2019, p. 74).

2.2.1 Classificação dos Biomateriais

Anualmente os biomateriais são parte decisiva na restauração da mobilidade e da qualidade de vida de milhares de pessoas. São utilizados para fixação de fraturas, estabilização dinâmica e substituição de articulações. Em geral, seu uso na ortopedia ocorre em três especialidades cirúrgicas: (1) extremidade superior; (2) coluna; e (3) extremidade inferior. Cada qual ainda dividida nas categorias: (a) pediátrica; (b) trauma; e (c) reconstrução.

De uma forma geral, os biomateriais para dispositivos médicos podem ser classificados conforme sua composição, reatividade superficial, interações teciduais e avaliação de risco. Devido a propriedades como toxicidade e reatividade, nem todos os materiais podem ser usados como biomateriais. Por esta razão, todo material a ser implantado no corpo humano deve ser rigorosamente regulado e padronizado por entidades como a *International Organization of Standardization* (ISO), *American Society for Testing Materials* (ASTM), em conjunto com as diretrizes da *European Union/Food and Drug Administration* (FDA). Também sua biofuncionalidade deve ser demonstrada através de testes clínicos (Milošev *et al.*, 2021).

Apesar da pluralidade de especialidades, categorias e aplicações, os biomateriais para fins ortopédicos resumem-se em metais, cerâmicas e polímeros (Hallab; Jacobs, 2020). Os comumente usados na ortopedia, assim como suas aplicações primárias são apresentados no Quadro 1.

Quadro 1 - Biomateriais ortopédicos mais usados e suas aplicações primárias

Biomaterial	Aplicações primárias
Metais	
Liga de Ti (Ti-6Al-4V)	Placas, parafusos, componentes para TJA* (superfícies de 'não-rolamento')
Liga Co-Cr-Mo	Componentes para TJA
Aço inoxidável	Componentes para TJA, placas, parafusos e cabos
Polímeros	
Polimetilmetacrilato (PMMA)	Cimento ósseo
Polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE)	Insertos de baixo atrito para Superfícies de rolamento em TJA
Cerâmicas	
Alumina (Al ₂ O ₃)	Componentes para TJA em
Zircônia (ZrO ₂)	Superfícies de rolamento

Fonte: Hallab e Jacobs (2020). **Total Joint Arthroplasty* ou Artroplastia Total da Junta/Articulação

2.2.1.1. Metais

Os metais são usados na ortopedia desde 1926. A sua utilização até os dias atuais é justificada por suas propriedades, como: alta resistência, ductilidade, tenacidade à fratura, dureza, resistência à corrosão, conformabilidade e biocompatibilidade, todas cruciais para a maioria das funções de suporte de carga na fixação de fraturas e artroplastia total da articulação (Hallab; Jacobs, 2020). Contudo, limitações como os diferentes valores de módulo de elasticidade⁸ e resistência à fadiga⁹ do osso e do implante metálico podem comprometer a longevidade deste. Se o valor do módulo de elasticidade do implante, por exemplo, for muito superior ao do osso, o implante será capaz de suportar a carga do corpo, mas o osso não será estimulado a ponto de manter sua massa (Asri *et al.*, 2017). Como consequência, o paciente terá sua densidade óssea reduzida e ocorrerá o afrouxamento do implante (Silva, 2017). Soluções

⁸ Módulo de Elasticidade ou Módulo de Young relaciona-se a rigidez do material ou a sua resistência a deformação elástica. Matematicamente é o quociente entre a tensão aplicada e a deformação elástica resultante.

⁹ Resistência à Fadiga reflete a capacidade de um material em suportar carregamentos cíclicos com um mínimo de redução na resistência nominal por um maior número de ciclos.

como a inserção de poros ou a funcionalização de implantes metálicos com materiais osteocondutivos, podem minimizar essa diferença ao melhorar a adesão física entre o osso e a superfície do implante.

O Tântalo (Ta), por exemplo, é um metal com alta porosidade (70 a 80%), baixo módulo de elasticidade (3 MPa) e alto atrito, que permitem uma excelente fixação biológica e biocompatibilidade. Seu baixo módulo de elasticidade possibilita uma transferência de carga mais fisiológica e a preservação do estoque ósseo. Pela sua natureza bioativa e algumas propriedades de incentivo de crescimento ósseo, é utilizado tanto em cirurgias primárias como em revisões (Schwartzmann *et al.*, 2012).

a) Aços inoxidáveis

Inicialmente, o uso dos aços inoxidáveis limitava-se a aplicações, como: cutelaria, canos de armas, tanques de ácido nítrico, dentre outras. Com o passar dos anos, várias composições foram sendo desenvolvidas de modo a torná-lo altamente resistente à corrosão, ainda que em temperaturas elevadas, e deu-lhe alta resistência. Dessa forma, os fabricantes passaram a utilizá-lo para um maior número de aplicações, como exteriores e telhados de edifícios, componentes automotivos, indústria de fabricação de celulose e papel, refino de petróleo, tubulação de abastecimento de água, produtos de consumo, construção naval e indústria naval, artigos esportivos, maquinário de transporte, utensílios e equipamentos de aço inoxidável como fogões comerciais, equipamentos de processamento de leite, bebidas e sucos de frutas, entre muitos outros (Kaladhar; Kambagowni; Srinivasa Rao, 2012). Os aços inoxidáveis foram os primeiros metais a serem usados na ortopedia no ano de 1926. Contudo, apenas a partir de 1943, com a norma técnica ASTM 304, que se tornaram confiáveis como uma liga de implante (HALLAB; JACOBS, 2013).

Eles são compostos por elementos básicos encontrados na crosta terrestre, por exemplo: minério de ferro, cromo, silício, níquel, carbono, nitrogênio e manganês (Kaladhar; Kambagowni; Srinivasa Rao, 2012). Podem ser agrupados em cinco famílias: (1) martensíticos (13% Cr); (2) ferríticos (17% Cr); (3) austeníticos (18%Cr – 8% Ni); (4) duplex; e (5) endurecidos por precipitação, que se diferenciam de acordo com as características da microestrutura da liga (ASDA, 2020). Os três primeiros possuem aplicações em dispositivos médicos (Davis, 2003).

Incluem uma série de produtos à base de ferro-ligas que contêm uma alta porcentagem de cromo, entre 11-30% em peso (Davis, 2003), podendo ser classificados em dois tipos: (1)

cromo e (2) cromo-níquel, de acordo com sua composição química (Chen; Thouas, 2015). Além disso, podem ser encontrados em várias grades, cujas propriedades podem ser adaptadas para atender a vários requisitos de desempenho. O padrão ISO 7153-1, por exemplo, regulamenta os aços inoxidáveis específicos para instrumentos cirúrgicos e odontológicos. Já as normas ISO 5832-1 e 5832-9 especificam aço inoxidável forjado e aço inoxidável com alto teor de nitrogênio para próteses. A dureza dos aços inoxidáveis martensíticos (até 97 HRB), por exemplo, torna-os idealmente adequados para instrumentos odontológicos e cirúrgicos. Os ferríticos, por sua vez, encontram poucas aplicações em dispositivos médicos. Já os austeníticos são aplicados em vários produtos médicos implantáveis e não implantáveis.

A participação dessas categorias em mercados mundiais, difere bastante, principalmente no que diz respeito ao aço inoxidável austenítico que, representa 72% da fatia de mercado, seguido pelo ferrítico com 24%, martensítico com 2% e duplex com 0,6%. A sua grande representatividade pode ser explicada pela sua capacidade de ser fabricado por qualquer técnica de fabricação padrão e por sua elevadíssima ductilidade (ASDA, 2006).

Devido à alta resistência mecânica e à corrosão dos aços inoxidáveis austeníticos - tendo em vista o emprego de elevadas cargas, principalmente se a prótese substitui membros inferiores do paciente, e o contato direto com soluções líquidas de cloreto de sódio dentro do corpo humano promovendo ação corrosiva – apenas estes são usados para próteses (Davis, 2003).

O aço inoxidável é relativamente barato e biologicamente bem tolerado, em grande parte devido à superfície lisa do eletropolimento (Barber *et al.*, 2021). Os aços inoxidáveis possuem maior ductilidade, quantitativamente indicada por uma "porcentagem de alongamento da fratura"¹⁰ três vezes maior quando comparados aos demais metais de implante como ligas de cobalto-cromo e ligas de titânio. Esse aspecto, permitiu que ele continuasse popular e uma alternativa econômica para ligas de titânio e cobalto (Hallab; Jacobs, 2013). Contudo, seu estado metalúrgico, suas propriedades mecânicas, composição química, o modo como foi processado e seu encruamento os classificam em aços de baixa usinabilidade.

A baixa usinabilidade dos aços inoxidáveis austeníticos deve-se ao (1) seu alto coeficiente de atrito, que tem como consequência, o aumento do esforço e do calor gerado na usinagem; (2) sua baixa condutividade térmica, que dificulta a extração do calor da região de corte, contribuindo para o desgaste da ferramenta; (3) seu alto coeficiente de dilatação térmica, que dificulta a manutenção de tolerâncias apertadas (Nagendra Prasad; Ismail, 2022). Possuem

¹⁰ O alongamento representa aumento percentual do comprimento da peça sob tração, no momento da ruptura.

excelente resistência à corrosão e à oxidação devido à formação de uma fina camada superficial de óxido, contudo, sua dureza e características de desgaste são relativamente baixas (Takada *et al.*, 1986).

O aço inoxidável ABNT 316L, utilizado nesta pesquisa, faz parte da família 300 de aços inoxidáveis austeníticos. É a segunda grade mais popular desta família, contabilizando cerca de 20% de toda produção de aço inoxidável produzido (ASDA, 2020). O níquel (Ni) é o elemento usado na criação da estrutura de austenita e é responsável por sua grande tenacidade (resistência ao impacto), e resistência em altas e baixas temperaturas. Também melhora muito a resistência à oxidação e corrosão (Kaladhar; Kambagowni; Srinivasa Rao, 2012). “316” classifica-o como austenítico, e “L” denota baixo teor de carbono que, neste aço, deve ser mantido em um nível baixo para evitar o acúmulo de carboneto (cromo-carbono) nos contornos dos grãos (Hallab; Jacobs, 2013).

Como um típico material de baixa usinabilidade, o aço inoxidável austenítico AISI 316L apresenta problemas de baixa eficiência de usinagem e grande carga termomecânica durante a usinagem (Pang, Deng e Li, 2022). Além disso, sua baixa condutividade térmica e propriedades de alta ductilidade podem causar alto índice de desgaste da ferramenta e altas forças de corte (Nagendra Prasad; Ismail, 2022).

b) Titânio e suas ligas

O titânio (Ti) e suas ligas apresentam elevada biocompatibilidade, baixos valores de densidade e de módulo de elasticidade (o titânio se aproxima mais do módulo de elasticidade do osso), e resistência à corrosão superior aos aços inoxidáveis. O titânio comercialmente puro (Ti), por apresentar baixa resistência ao desgaste, costuma ser usado como elemento de base para formação de ligas mais resistentes à tensão, como a liga Ti-6Al-4V (Silva, 2017).

Segundo Allahverdizadeh *et al.* (2015), dentre as ligas de titânio, a liga Ti6Al4V é a mais utilizada para próteses ortopédicas. Contudo, uma vez confirmada a toxicidade do vanádio (V) e, portanto, seu efeito nocivo aos pacientes, novas alternativas de ligas de titânio livres de vanádio (*V free titanium alloy*) vêm sendo investigadas (Santos *et al.*, 2008; Andrade *et al.* 2015); Lauro *et al.*, 2016). Sua substituição por nióbio (Nb), por exemplo, vem sendo considerada pela similaridade dos elementos como estabilizadores da fase β (Khan *et al.*, 1999). A liga Ti6Al7Nb, também comercializada para fins biomédicos, também possui boas propriedades mecânicas e apresenta resistência a corrosão equivalente a Ti6Al4V (Semlitsch *et*

al., 1992). Seu uso ainda é limitado pela preferência do cirurgião e pelo aumento do custo em comparação com o aço inoxidável (Barber *et al.*, 2021).

c) Ligas Cromo-Cobalto

A primeira vez em que uma liga de Cromo-Cobalto foi utilizada como implante metálico ocorreu em 1938, com o Vitallium®. Configurando algumas de suas vantagens, elas são não-magnéticas, altamente resistentes ao desgaste, calor e à corrosão, permitindo sua aplicação por longos períodos de tempo. Ligas deste tipo apresentam resistência ao desgaste superior aos aços inoxidáveis e as ligas de titânio. As desvantagens destas ligas relacionam-se à baixa plasticidade e difícil usinagem. Semelhantemente aos aços inoxidáveis, a resistência à corrosão das ligas Co-Cr deve-se à formação de uma camada protetora de óxido de cromo. As ligas Co-Cr-Mo, Co-Cr-Ni-Mo (Vitallium), Co-Cr-Ni-W e Co-Cr-Ni-W-Fe estão entre as mais usadas na ortopedia principalmente como material de haste femoral do tipo cimentada porque seu módulo de elasticidade é maior que o das ligas de titânio (Silva, 2017).

2.2.1.2 Cerâmicas

Segundo Yamamuro (2016), as cerâmicas são materiais sólidos, cristalinos e inorgânicos. Quando usadas como biomateriais (biocerâmicas) devem ser altamente biocompatíveis e antitrombogênicas, e não devem ser tóxicas, alergênicas, carcinogênicas. Podem ser classificadas em três grupos:

1. Cerâmica bioinerte: possui alta estabilidade química *in vivo* e alta resistência mecânica. Quando implantadas em osso vivo, são incorporadas ao tecido ósseo conforme o padrão de “osteogênese de contato”;
2. Cerâmica bioativa: são osteocondutivas e possuem capacidade de ligação química com o tecido ósseo vivo, ou seja, são incorporadas ao tecido ósseo de acordo com o padrão “osteogênese de ligação”. Sua resistência mecânica é geralmente menor do que a das cerâmicas bioinertes;
3. Cerâmica bioreabsorvível: são gradualmente absorvidas pelo organismo *in vivo* e são substituídas por tecido ósseo. Sua incorporação segue aproximadamente o mesmo padrão da cerâmica bioativa.

O uso de biocerâmicas na artroplastia de quadril teve seu início nos anos 70, com pesquisador japonês Shikata propondo seu uso em cabeças femorais que se articulassem a

acetábulo de UHMWPE e Pierre Boutin, cirurgião francês, avançando no uso de articulações Cerâmica-Cerâmica (Shikata *et al.*, 1977).

As primeiras gerações de rolamentos usavam cerâmicas de alumina (óxido de alumínio, Al_2O_3), cujo diferencial estava em sua biocompatibilidade e resistência superior ao desgaste. A terceira geração de cerâmica de alumina (BIOLOX forte), introduzida na década de 1990, diferenciou-se pela sua maior durabilidade se comparada às gerações anteriores (fabricação por prensagem isostática a quente) (Rambani *et al.*, 2017). A quarta e última geração de rolamentos cerâmicos, conhecida como compósito de matriz de alumina (BIOLOX delta), foi lançada em 2004, e destacou-se pela maior resistência ao desgaste e à fratura, resultado da adição de zircônia (óxido de zircônio, ZrO_2). Cristais de estrôncio também foram utilizados para aumento da dureza e limitação da propagação de trincas (Hamilton *et al.*, 2010).

As ligações de oxigênio na alumina e na zircônia são extremamente fortes do ponto de vista químico, tornando-as bem menos passíveis de quebra. À estas, deve-se a dureza, força e resistência química dessas cerâmicas (Kurtz, 2020). Contudo, apesar de serem extremamente duras e resistentes a riscos, seu uso (cerâmicas de alumina, em especial) está associado a riscos, como de fratura súbita da cabeça femoral (Rambani *et al.*, 2017). Fratura que pode ser por trauma ou mesmo por atividades corriqueiras (Tateiwa *et al.*, 2008). A fragilidade inerente e intolerância a falhas geométricas e concentrações de tensão que possuem pode ser explicada pela estrutura cristalina de ambas (Kurtz, 2020). Além disso, alguns trabalhos apontam ruídos audíveis (rangidos) para rolamentos deste tipo, aos quais ainda não há consenso acerca dos mecanismos e razões que os origina (Wu *et al.*, 2016).

2.2.1.3 Polímeros

Na ortopedia é comum que os polímeros sejam utilizados como superfície de apoio articulada ou como material de cimentação interposicional entre o implante e o osso. Para tanto, é necessário que tenham superfícies que resistam à fluência sob as tensões encontradas em situações clínicas e que tenham limites de escoamento suficientemente altos para minimizar a deformação plástica. Para fins ortopédicos, as principais propriedades mecânicas dos polímeros, são: a tensão de escoamento, a resistência à fluência e a taxa de desgaste (Hallab e Jacobs, 2020).

Segundo Hallab e Jacobs (2020), os polímeros para serem usados como superfície de apoio devem apresentar baixo coeficiente de atrito e baixas taxas de desgaste. O que é justificado pelo seu contato articulado frequente com a superfície oposta (geralmente é metálica). O primeiro cirurgião a testar um material polimérico em uma prótese total de quadril

foi o Dr. John Charnley, em 1958. Inicialmente, Charnley usou um copo acetabular de politetrafluoretileno (PTFE ou Teflon) para componente acetabular em uma ATQ, e obteve um resultado ruim devido a geração de detritos de desgaste. Em 1961, ao substituir o Teflon por UHMWPE obteve resultados melhores (Ratner e Zang, 2020).

Para a fixação de implantes ao tecido ósseo, o polímero deve apresentar propriedades mecânicas, tais como moldabilidade e endurecimento *in vivo*. Novamente Charnley, popularizou o uso do polimetilmetacrilato (PMMA) que, até o momento, permanece sendo a substância de escolha da maioria dos cirurgiões ortopédicos (Hallab e Jacobs, 2020).

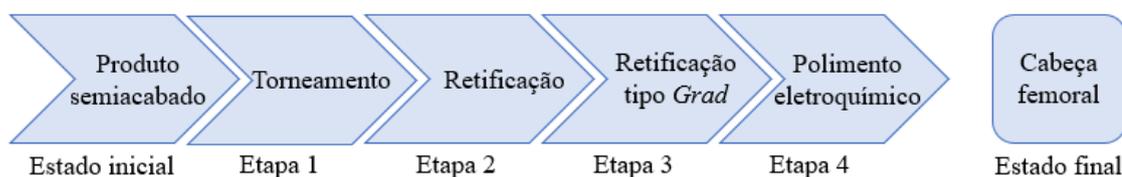
2.3. Torneamento de cabeças femorais

A operação de torneamento esférico consiste na remoção de material do diâmetro externo de uma peça rotativa, por meio de uma ferramenta de corte, de modo a reduzir o diâmetro da peça para a dimensão desejada (Turn Tech Precision, 2020). Pode ser de desbaste ou de acabamento, sendo o primeiro usado para remoção da maior parte de material possível no menor espaço de tempo. Em um primeiro momento, precisão e acabamento superficial não são importantes. O torneamento de acabamento, por outro lado, ocorre após o desbaste e produz uma superfície acabada com qualidade e uma peça com dimensões precisas (Open Oregon Educational Resources, 2022).

Ainda que muito usado, o processo de torneamento pode ser considerado complexo uma vez que muitas variáveis podem influenciar nos resultados desejados (Royandi *et al.*, 2021). Os principais parâmetros de corte considerados nesta operação são: a velocidade de corte v_c (m/min), o avanço f (mm/v), e a profundidade de usinagem a_p (mm). A velocidade de corte expressa a taxa na qual a superfície a ser usinada passa pela aresta de corte. O avanço corresponde a distância percorrida pela ferramenta na direção de avanço em uma volta da peça. A profundidade de usinagem, por fim, representa a dimensão do material removido da peça em um passe da ferramenta, medido perpendicularmente ao plano de trabalho. De modo que a combinação dessas três variáveis é capaz de fornecer a taxa de material removido, aspecto relacionado à produtividade da operação de corte por torneamento (Trent; Wright, 2000). Outros fatores, como: a condição da ferramenta de corte, a rigidez da máquina e da peça, também podem influenciar no acabamento final da peça (Open Oregon Educational Resources, 2022). Em se tratando do acabamento de peças funcionais rotativas, o torneamento continua sendo a principal dentre as operações de usinagem (Dumas *et al.*, 2018).

Conforme pode ser visto na Figura 21, o torneamento de cabeças femorais constitui uma das etapas da fabricação completa do componente. Geralmente, de modo a se alcançar a qualidade superficial exigida para sua aplicação, este processo é seguido por um fino e caro polimento da cabeça femoral metálica (Novikov *et al.*, 2005). Como supracitado, a norma ISO 7206-2:2011 regulamenta que R_a não deve exceder $0,05 \mu\text{m}$ para uma superfície esférica de rolamento de um componente metálico (ASTM F2033-20). Assim, quanto melhor a superfície obtida na operação de torneamento, menores serão os custos e esforços com polimento (Uddin, 2014).

Figura 21 - Esquema da cadeia de processos para usinagem de uma cabeça femoral



Fonte: Adaptado de Döbberthin *et al.* (2020)

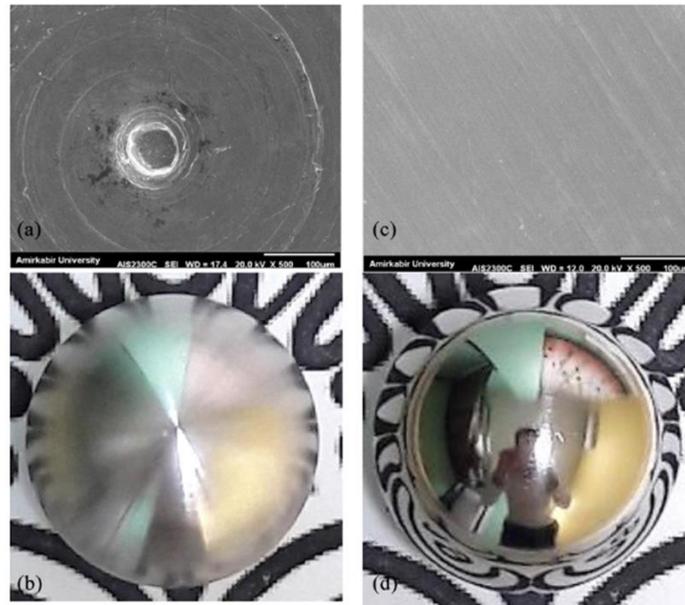
A literatura sobre o torneamento de cabeças femorais para substituição de quadril não é muito extensa (Choopani; Khajezadeh; Razfar, 2021; Döbberthin *et al.*, 2020; Galanis; Manolakos, 2009; Galanis; Manolakos, 2010a; Galanis; Manolakos, 2010b; Galanis; Manolakos, 2014; Novikov *et al.*, 2005; Uddin, 2014).

Choopani, Khajezadeh e Razfar (2021), por exemplo, desenvolveram sua pesquisa no nano-acabamento da cabeças femorais de diâmetro 28 mm no aço inoxidável ABNT 316L. Usaram a técnica de fixação de réplica inversa para o acabamento automático do processo por fluxo abrasivo (AFF). Através da modelagem e otimização dos dados experimentais, atingiram rugosidades uniformes até a faixa de $0,0203 \mu\text{m}$, com desvio padrão mínimo de $0,00224 \mu\text{m}$, e desvio circular na faixa de $7 \mu\text{m}$. Na condição otimizada, os resultados mostraram uma melhora de 99,71% na rugosidade do componente ($0,0007 \mu\text{m}$). Imagens via MEV (Microscópio Eletrônico de Varredura) e fotos de uma cabeça femoral antes e após o processo AFF são apresentados na Figura 22.

Döbberthin *et al.* (2020) conduziram uma análise experimental para avaliar o desvio de forma de cabeças femorais de CoCrMo (Co - Cobalto, Cr - Cromo, Mo - Molibdênio) após a operação de acabamento por polimento eletroquímico (EC). As cabeças femorais foram pré-usinadas por torneamento, seguido por retificação tradicional e retificação por rebolo de arraste.

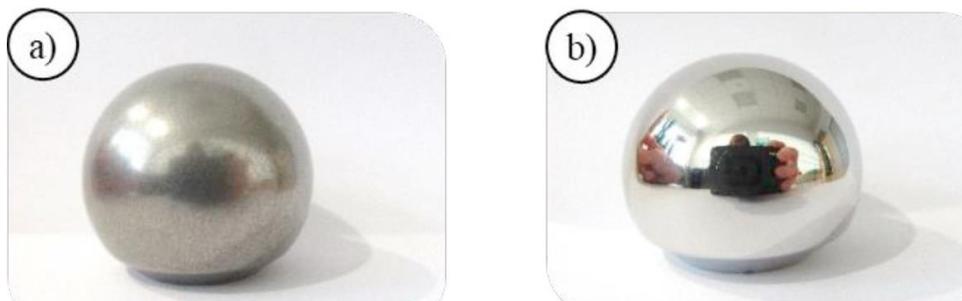
Após o polimento, observou-se claramente a diminuição da rugosidade das cabeças femorais usinadas, mas houve um aumento significativo do desvio de forma destas ao longo da cadeia de processamento. Observe o acabamento das cabeças femorais mostradas na Figura 23.

Figura 22 - Imagens (MEV) e fotos da cabeça femoral: (a;b) antes do processo AFF e (c;d) após o processo AF.



Fonte: Choopani, Khajehzadeh e Razfar (2021)

Figura 23 - Cabeças femorais. (a) após o drig grinding; (b) após o polimento EC



Fonte: Adaptado de Döbberthin *et al.* (2020)

Galanis e Manolakos (2009) investigaram a fabricação de cabeças femorais no aço inoxidável ABNT 316L usando a técnica de torneamento em altas velocidades de corte (*High Speed Cutting*). Eles verificaram que a rugosidade dos componentes se tornou melhor à medida que a velocidade foi aumentada. Além disso, verificaram que a diminuição da taxa de avanço e da profundidade de usinagem melhoram ainda mais os valores de rugosidade.

Os mesmos autores, Galanis e Manolakos (2010a), estudaram o efeito dos parâmetros: velocidade de corte, avanço e profundidade de usinagem nas forças de corte que atuam durante o torneamento de cabeças femorais, e na qualidade superficial das peças de aço inoxidável ABNT 316L. Desta vez, combinaram os parâmetros de corte com base na metodologia de projeto de experimentos. Verificaram que à medida que a velocidade de corte aumentou e o avanço e a profundidade de usinagem diminuíram, as forças de corte foram reduzidas. O aumento da velocidade de corte também resultou na melhoria da qualidade da superfície. Com velocidades de corte maiores que 440m/min, a rugosidade das cabeças femorais aproximou-se de 0,2 μm .

Galanis e Manolakos (2010c) também desenvolveram um modelo de rugosidade usando a metodologia de superfície de resposta (RSM) para o torneamento em altas velocidades de cabeças femorais no aço inoxidável ABNT 316L. Concluíram que entre os parâmetros de torneamento: velocidade de corte, avanço e profundidade de usinagem, o último foi o principal fator com influência na rugosidade. A rugosidade aumentou com o aumento da profundidade de usinagem e do avanço, mas diminuiu com o aumento da velocidade de corte.

Galanis e Manolakos (2014), mais uma vez, por meio do método de elementos finitos (FEM) previram com precisão as forças de corte ao toronar cabeças femorais de aço inoxidável ABNT 316L. Comparando-se as medições provenientes do processo de corte com a modulação de elementos finitos, observou-se que as forças de corte puderam ser previstas com boa precisão ao usinar com o modelo FEM.

Novikov *et al.* (2005) investigaram a usinagem de acabamento de cabeças femorais cerâmicas aplicando técnicas de lapidação abrasiva de diamante. Os pesquisadores propuseram um novo método de controle do processo de lapidação livre por meio de um carregamento direcional aplicado na zona de contato entre a ferramenta e a peça, pelo momento da força de prensagem, o que resultou no aumento da eficiência na fabricação de perfis lisos e de superfícies apropriadas.

Uddin (2014) estudou o efeito e a otimização da velocidade de corte, avanço e profundidade de usinagem no torneamento de acabamento de cabeças femorais de aço inoxidável ABNT 316L de modo a alcançar melhor rugosidade e esfericidade nas peças. Diferentemente de Galanis e Manolakos (2010b), sua investigação sugere o avanço como o principal fator com influência na rugosidade. Contudo, em congruência com o mesmo estudo, à medida que o avanço aumentou, a rugosidade também aumentou. Neste estudo, não foi observado efeito significativo da velocidade de corte e da profundidade de usinagem na

rugosidade. Por outro lado, o avanço e a profundidade de usinagem foram os principais fatores que impactaram acentuadamente a esfericidade. À medida que ambos aumentavam, a esfericidade aumentava. A velocidade de corte mostrou um efeito decrescente, contudo insignificante, na esfericidade em comparação ao avanço e a profundidade de usinagem.

Por fim, levando em conta a relevância da esfericidade da cabeça femoral no bom funcionamento da articulação do quadril, Keeratihattayakorn *et al.* (2020) desenvolveram e aplicaram o sistema de compensação em uma máquina CNC convencional para reduzir o erro de forma das peças durante o torneamento de acabamento. Após o desbaste, semi-acabamento e acabamento de cabeças femorais de aço inoxidável ABNT S304, os resultados mostraram que a técnica utilizada por eles resultou em média em circularidades com $4,04 \pm 0,54 \mu\text{m}$, valor que está em conformidade com a norma ISO 4291 para a circularidade – cabeças femorais metálicas com componentes acetabulares metálicos devem apresentar circularidade menor que $5 \mu\text{m}$.

2.4. Análise bibliométrica e revisão sistemática

2.4.1. Análise bibliométrica

Uma análise bibliométrica foi realizada de modo a comprovar a relevância e contribuição desta tese em seu campo de pesquisa. Para tanto, a análise considerou quatro termos de busca para este trabalho. Foram eles: *femoral head*, *turning*, *multiobjective optimization*, *robust parameter design*.

A análise foi realizada em 17/07/2023 e contemplou os trabalhos disponíveis na base de dados *Scopus* e *Science Direct*. As buscas selecionaram pesquisas que possuíam os descritores no título, ou no resumo, ou nas palavras-chave, sem qualquer restrição de período de publicação. Inicialmente buscou-se as palavras de forma separada e, então, em conjunto (“*femoral head*” AND “*turning*” AND “*multiobjective optimization*”). Em nenhuma das bases de dados foram encontrados trabalhos que combinem estes três campos de pesquisa, apresentando o ineditismo desta tese. Os resultados podem ser vistos na Tabela 1.

Tabela 1 - Análise bibliométrica

Palavras-chave	Scopus	Science Direct
<i>femoral head</i>	25.723	35.687
<i>turning</i>	146.728	510.396
<i>robust parameter design</i>	476	303
<i>multiobjective optimization</i>	69.371	8.825
<i>femoral head + machining</i>	52	5.047
<i>femoral head + turning</i>	37	991
<i>femoral head + turning + robust parameter design</i>	0	0
<i>femoral head + turning + multiobjective optimization</i>	0	0

Fonte: Elaboração própria

2.4.2. Análise sistemática

A busca por pesquisas que foram baseadas no contexto de aplicação da tese, ou seja, na otimização robusta do torneamento de cabeças femorais para artroplastia de quadril no aço inoxidável ABNT 316L. O último levantamento ocorreu em 18/07/2023 na base de dados Scopus, sem qualquer restrição de período de publicação.

O primeiro descritor definido na pesquisa foi “*femoral head*”, palavra-chave imprescindível para o desenvolvimento desta investigação. A associação deste descritor à palavra-chave “*machining*” foi adotada logo na primeira varredura, uma vez que uma busca apenas pela primeira palavra-chave ampliaria muito o alcance e englobaria áreas que não de interesse deste estudo. As buscas selecionaram pesquisas que possuíam os descritores no título, ou no resumo, ou nas palavras-chave.

Os resultados da busca por “*femoral head*” AND *machining* na base de dados somaram 52 publicações. A partir delas, desdobraram-se outras buscas com a associação “*femoral head*” AND “*turning*”, sendo a última referente ao processo de usinagem sob análise. Encontraram-se 37 trabalhos que, após uma análise individualizada, foram reduzidos para apenas sete. Essa redução atribui-se ao fato da palavra-chave “*turning*” identificada em algumas publicações, há em contexto deste trabalho, ou seja, na usinagem de cabeças femorais.

Verificou-se ainda que cinco das sete publicações encontradas correspondem aos mesmos autores Galanis e Manolakos (2009, 2010a, 2010b, 2010c, 2014), e as remanescentes pertencem a Uddin (2014).

A priori, pretendia-se classificar as publicações encontradas quanto ao material utilizado na usinagem de cabeças femorais. Contudo, verificou-se que os sete trabalhos utilizaram o

mesmo material: o aço inoxidável ABNT 316L. O próximo passo, então, foi classificá-los quanto à ferramenta utilizada no torneamento das cabeças femorais e quanto às técnicas matemáticas e estatísticas abordadas em suas análises. Essas classificações podem ser vistas na Quadro 2.

Dentre os estudos selecionados, verifica-se que apenas um, Galanis e Manolakos (2010c), utilizou a metodologia de superfície de resposta. Contudo, nenhum envolveu variáveis de controle com variáveis de ruído na modelagem da rugosidade e esfericidade, muito menos abordou a média e variância das mesmas no projeto de parâmetros robustos de modo a conduzir a otimização.

Quadro 2 - Ferramenta, planejamento experimental e resposta abordados por Galanis e Manolakos (2009, 2010a, 2010b, 2010c, 2014) e Uddin (2014) no torneamento de cabeças femorais de aço ABNT 316L

Publicação	Planejamento Experimental	Resposta	Ferramenta
Galanis e Manolakos (2009)	-	R_a	DNMG 11 04 04 - M3 TP200 (SECO) – Desbaste e Acabamento
Galanis e Manolakos (2010a)	Fatorial completo	F_c	
Galanis e Manolakos (2010b)	Fatorial completo	R_a e F_c	
Galanis e Manolakos (2010c)	RSM	R_a	
Galanis e Manolakos (2014)	Fatorial completo	F_c	
Uddin (2014)	Taguchi L27	R_a e Sp	DNGP 15 06 08 1105 (Sandvik) - Acabamento

Fonte: Elaboração própria

Posteriormente a pesquisa voltou-se a outra varredura, especificamente para o torneamento do aço ABNT 316L. Os descritores “*turning*” AND “*316L*” foram adotados. Foram encontrados 159 documentos. Devido ao alto número de trabalhos e ciente da baixa usinabilidade deste aço, os descritores “*fluid*” OR “*lubrication*” foram acrescentados. O número de trabalhos foi reduzido para 20, dos quais metade associam o uso de fluido de corte à preocupação ambiental, e problemas econômicos e sociais.

O restrito número de trabalhos evidenciou que o assunto de interesse desta tese ainda não foi muito explorado. Nesse sentido, pesquisas direcionadas ao melhoramento da qualidade

superficial e de forma no torneamento de cabeças femorais para artroplastia total de quadril têm sua importância ao preencher esse hiato de conhecimento na área.

2.5. Projeto e Análise de Experimentos

Segundo Montgomery (2013), experimentos são testes ou conjunto de testes que visam promover o entendimento de um sistema ou processo. Através da alteração das variáveis de entrada, pode-se visualizar as mudanças que estas produzem na saída e entender suas relações de causa e efeito.

O projeto de experimentos (*Design of Experiments – DoE*) como é visto hoje desenvolveu-se em quatro eras, as quais são descritas por Montgomery (2013) em:

- 1) Era agrícola: Teve seu início com Fisher, na década de 1920 e início da década de 1930, quando o mesmo reconheceu que falhas na condução experimental dificultavam a análise dos sistemas agrícolas. Os três princípios básicos de um projeto experimental, a saber: aleatorização, replicação e blocagem, foram desenvolvidos por ele. De mesmo modo se deu o conceito de planejamento fatorial e análise de variância.
- 2) Era industrial: Foi desencadeada por Box e Wilson, em 1951, com a metodologia de superfície de resposta, ao perceberem que muitos experimentos industriais se diferenciavam em muito dos seus equivalentes agrícolas. As diferenças mostravam-se de dois modos:
 - I. No imediatismo: a variável de resposta geralmente era observada quase que imediatamente;
 - II. Na sequencialidade: o experimentador era capaz de rapidamente conceber informações cruciais de um pequeno grupo de execuções, que poderiam ser utilizadas no planejamento do próximo experimento.

O trabalho no projeto ótimo de experimentos também começou nesta era.

- 3) Era da Qualidade: Começou ao final da década de 1970 devido ao crescente interesse da indústria ocidental na melhoria da qualidade. O engenheiro japonês Taguchi, com o que ele chamou de projeto de parâmetros robustos, buscou:
 - I. Tornar os processos insensíveis a fatores que são de difícil controle;
 - II. Tornar os produtos insensíveis à variação transmitida pelos componentes;
 - III. Encontrar níveis das variáveis do processo que forcem a média a um valor desejado e, ao mesmo tempo, reduzir a variabilidade em torno desse valor.

Taguchi também sugeriu outros projetos, matrizes ortogonais e métodos que geraram muita discussão e controvérsia.

- 4) Era moderna: Iniciada por volta de 1990, quando a globalização e a competitividade econômica levaram todos os setores a serem competitivos.

2.5.1. Metodologia de Superfície de Resposta

A Metodologia de Superfície de Resposta (*Response Surface Methodology* – RSM) configura um dos projetos de experimentos utilizados para compreensão de processos de modo geral. Além da RSM, destacam-se também técnicas como planejamento fatorial completo, planejamento fatorial fracionado, arranjos de Taguchi, e experimentos de mistura.

A RSM foi proposta, em 1951, por Box e Wilson, como uma proposta metodológica na investigação de processos químicos. No entanto, seu uso foi logo ampliado para outras áreas, na modelagem e otimização de processos (Box; Wilson, 1951).

Conceitualmente, a RSM reúne técnicas matemáticas e estatísticas úteis para a modelagem e análise de problemas cujas respostas de interesse são influenciadas por um conjunto de variáveis independentes e o objetivo seja a otimização destas respostas (Montgomery; Runger, 2020).

De modo a compreender a relação entre variáveis de resposta (y) e variáveis independentes (x) e tomando como verdade que não existe modelo perfeito, a RSM busca uma aproximação que melhor a represente. Dito isso, considere que uma resposta y dependente de k variáveis independentes $x_1, x_2, x_3, \dots, x_k$. Esta e outras relações de dependência geralmente podem ser representadas por funções polinomiais, como mostra a Equação 1.

$$y = f(x_1, x_2, x_3, \dots, x_k) + \varepsilon \quad (1)$$

Em que ε representa o erro experimental (representa outras possíveis variáveis que também explicam y , mas não foram consideradas), com média zero e variância σ^2 .

Nesse sentido, se uma resposta for suficientemente modelada por uma função linear, sua aproximação pode ser feita conforme modelo ilustrado na Equação 2.

$$y = \beta_0 + \beta_1 x_1 + \beta_2 x_2 + \beta_3 x_3 + \dots + \beta_k x_k + \varepsilon \quad (2)$$

Na qual, β são os coeficientes a serem estimados.

Em contrapartida, se for detectada a presença de curvatura na resposta, uma função polinomial de maior grau, como uma função quadrática, conforme descrita na Equação 3, deve ser utilizada.

$$y = \beta_0 + \sum_{i=1}^k \beta_i x_i + \sum_{i=1}^k \beta_{ii} x_i^2 + \sum_{i < j} \beta_{ij} x_i x_j + \varepsilon \quad (3)$$

Em que, β_i representa os coeficientes lineares do modelo, β_{ii} os coeficientes quadráticos, β_{ij} os coeficientes da interação e ε o erro aleatório.

A estimação desses coeficientes deve resultar em uma linha (Equação 2) ou em uma curva (Equação 3) que comporte melhor os dados. Pode ser feita a partir das equações normais de mínimos quadrados (Método dos Mínimos Quadrados Ordinários ou *Ordinary Least Squares* - OLS), proposto por Karl Gauss (1777-1785), como forma de minimizar os desvios dos dados em relação ao modelo aproximado.

Sua aplicação parte de algumas premissas em torno das Equação 2 e 3, que podem ser vistas na Equação 4.

$$E(\varepsilon) = 0, \quad V(\varepsilon) = \Omega \quad (4)$$

Além disso, se ε não é normalmente distribuído, então é possível obter uma aproximação dos coeficientes β pelo método OLS, conforme Equação 5:

$$\hat{\beta} = (X'X)^{-1}X'y \quad (5)$$

O OLS, portanto, busca para determinados valores de x , minimizar a soma dos quadrados da diferença entre a resposta observada e o valor estimado, de modo que ambos os valores se aproximem tanto quanto possível (Everitt; Rencher, 1996; Johnson; Wichern, 2007), conforme apresentado na Equação 6.

$$S(x) = \sum_{j=1}^w (y_j - \beta_0 - \beta_1 x_{j1} - \dots - \beta_n x_{jn})^2 = (y - X\beta)'(y - X\beta) \quad (6)$$

Construída a função aproximada que explica a relação entre uma variável de interesse e outras variáveis do processo, a sua significância estatística pode ser, então, avaliada, por meio de uma análise de variância (ANOVA). Através da qual, também serão avaliadas a significância individual e conjunta das variáveis operacionais na resposta de interesse. A qualidade do modelo é revelada pelas estatísticas de qualidade dos ajustes, R^2 e R^2 (ajustado), também chamados coeficientes de determinação. Ambos apresentam o percentual de variação na resposta explicado pelo modelo. O que os distingue, é que o primeiro aumenta conforme o número de preditoras aumenta. Já o segundo, aumenta apenas se o novo termo melhora o modelo mais do que seria esperado ao acaso; quando um preditor melhora o modelo menos do que o esperado por acaso, R^2 (ajustado) diminui. A análise dos resíduos é também uma ferramenta que ajuda a determinar a adequabilidade ou não do modelo e se satisfaz aos pressupostos da análise, como: aleatoriedade e constância dos resíduos, independência entre eles, e distribuição normal.

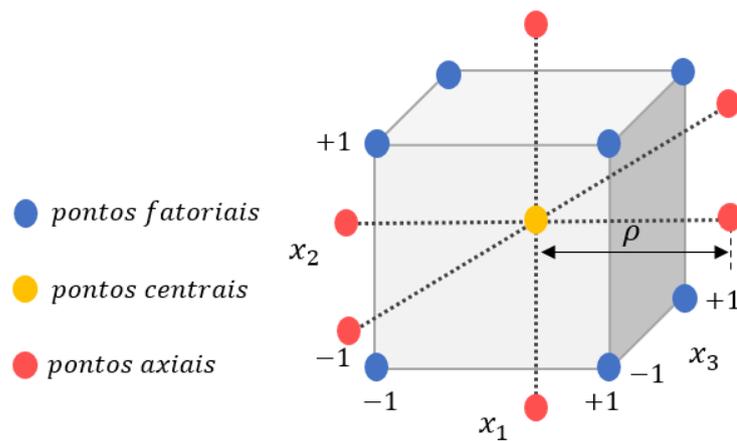
Por fim, a RSM é um procedimento, por natureza, sequencial. Se inicia com experimentos iniciais de varredura, segue buscando região de curvatura, em caso afirmativo, conduz a um modelo de superfície de resposta, através do qual serão determinadas as condições operacionais ótimas para o sistema ou processo, ou será determinada a região do espaço experimental em que as especificações operacionais são satisfeitas. Dessa forma, os resultados obtidos em uma sub-região podem ser usados na transição para uma segunda sub-região, na qual a resposta é melhor (Box; Wilson, 1951; Montgomery; Runger, 2020).

2.5.1.1. Planejamentos para superfícies de resposta

Tendo em vista que a relação entre uma resposta de interesse e outras k variáveis pode ser representada por um polinômio de grau d , dentro de uma região limitada no espaço destas variáveis; segundo Box e Hunter (1957), a estimação deste polinômio (de todos os coeficientes) pode ser realizada através de um planejamento experimental de mesma k dimensões e grau d , composto por um conjunto de N pontos neste mesmo espaço k -dimensional de variáveis escolhidas, usando os dados gerados na observação de cada um dos pontos do planejamento. Dos planejamentos para superfícies de resposta, o planejamento composto central (*Central Composite Design* - CCD) é a classe de planejamentos mais popular para ajuste de modelos de segunda ordem. Sua implementação geralmente ocorre por uma experimentação sequencial ao se identificar a falta de ajuste do modelo de primeira ordem (Montgomery, 2013).

Para k fatores, o CCD é formado por 2^k pontos fatoriais (ou 2^{k-p} para a fração p desejada para os experimentos), n_c pontos centrais e $2k$ pontos axiais. Assim, o número N de experimentos em um CCD é a soma dos pontos fatoriais com os pontos centrais e axiais ($N = n_f + n_c + n_a$). Observe na Figura 24 que, enquanto os pontos centrais são condições intermediárias dos níveis de cada variável ou fator, os pontos axiais são níveis extremos.

Figura 24 - Planejamento composto central para $k=3$



Fonte: Elaboração própria

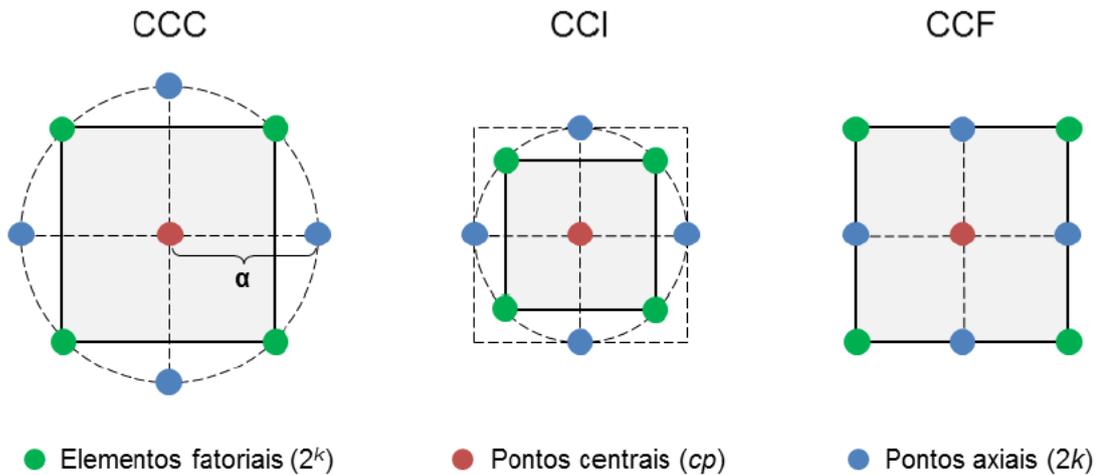
Cada conjunto de pontos no CCD tem funções específicas no planejamento e modelagem de um processo. A começar pelos pontos fatoriais, eles cumprem a função de estimar os coeficientes lineares e de interação (β_i e β_{ij} representados na Equação 3); já os pontos centrais, eles auxiliam na estimação do erro experimental σ^2 e verificam se β_{ii} são significativos; aos pontos axiais, por fim, cabe estimar os coeficientes quadráticos (β_{ii} na Equação 3).

Em relação a este último conjunto, a localização em que se encontram os pontos axiais permite classificar o CCD em: planejamento composto central circunscrito (CCC); planejamento composto central inscrito (CCI); e planejamento composto central de face centrada (CCF). Os três tipos podem ser vistos na Figura 25.

Para o CCD é necessária a especificação de dois parâmetros: a distância ρ das trajetórias axiais do centro do projeto (distância dos pontos centrais aos axiais) e o número de pontos centrais n_c . Uma forma eficiente de se calcular ρ é através da Equação 7, que garantirá que o CCD seja rotacionável.

$$\rho = \sqrt[4]{2^k} \quad (7)$$

Figura 25 - Planejamento CCC, CCI e CCF



Fonte: Gomes (2013)

A rotacionalidade é uma propriedade importante a um modelo quadrático de superfície de resposta pois assegura que a variância do modelo $Var(\hat{y})$ seja constante se ρ for constante. Um planejamento rotacionável, então, possui a mesma variância em todos os pontos cujas distâncias dos pontos ao centro do arranjo sejam iguais. A variância $Var(\hat{y})$ de qualquer ponto x é pode ser apresentada matricialmente pela Equação 8.

$$Var(\hat{y}) = \sigma^2 x^T (X^T X)^{-1} x \quad (8)$$

Por fim, algumas propriedades do CCD, são: (1) experimentação sequencial: pode-se inicialmente fazer os fatoriais, testar curvatura e então adicionar os pontos axiais; economia da experimentação: a replicação ocorre nos pontos centrais; rotacionalidade: mencionada anteriormente, assegura que a variância do valor previsto seja constante; opção quando se tem uma região experimental limitada (CCD de face centrada).

2.5.2. Projeto de Parâmetros Robustos

O Projeto de Parâmetros Robustos (*Robust Parameter Design* - RPD) é uma abordagem proposta por Genichi Taguchi cujo objetivo é identificar os níveis dos parâmetros de entrada de

um processo que o tornarão robusto à variação provocada por variáveis ambientais (Montgomery, 2013).

Seja para produto, processo ou sistema, Taguchi categorizou as variáveis de entrada em controláveis e não-controláveis. Qualificou as primeiras como variáveis de controle ou fatores de controle (x), enquanto as segundas foram classificadas em variáveis de ruído ou fatores de ruído (z) (Nair *et al.*, 1992) devido ao fato de poderem ser controladas em ambiente laboratorial, mas não no dia a dia da produção.

O RPD consolidou-se como uma metodologia efetivamente econômica para a melhoria da qualidade pois mostrou que, mais eficiente que controlar as causas das variações ambientais em um processo, é torná-lo insensível à essas variações. Segundo Montgomery (2013), além do delineamento de sistemas que sejam insensíveis a fatores ambientais (variáveis de ruído) que, na prática, podem afetar seu desempenho, o RPD concentra-se na escolha dos níveis dos fatores controláveis (variáveis de controle) de modo a atingir dois objetivos: (1) garantir que a média da resposta de interesse se aproxime do alvo desejado; e (2) garantir que a variabilidade em torno desse alvo seja a menor possível.

Para Box (1985), Taguchi introduziu ideias importantes à engenharia da qualidade, como:

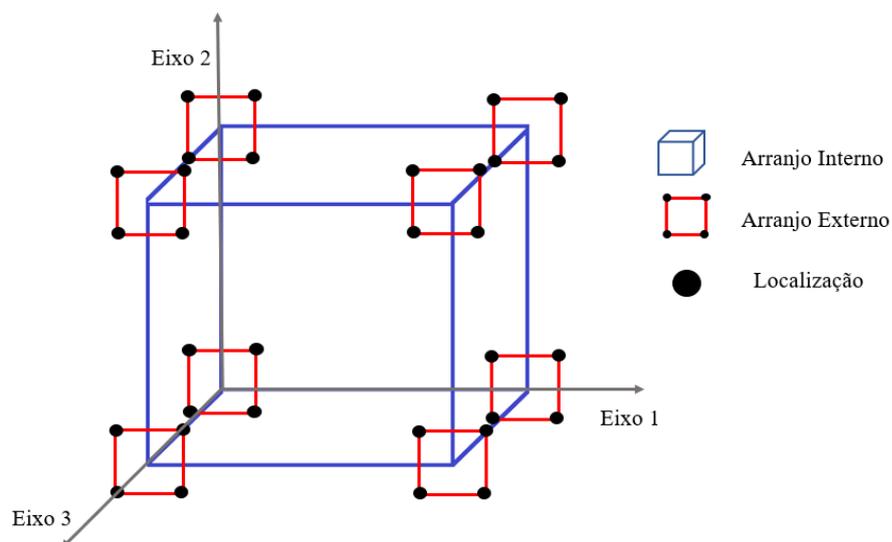
- (1) A ideia da função perda, responsável pela transição do conceito de produzir “dentro da especificação” para produzir “próximo ao alvo”;
- (2) O uso do projeto de experimentos (DoE) para formulação de processos e produtos que produzissem no alvo com a menor variabilidade possível;
- (3) O uso do projeto de experimentos (DoE) para formulação de processos e produtos insensíveis à variação ambiental;
- (4) O uso do projeto de experimentos (DoE) para formulação de produtos que apresentem variação mínima de componentes ao menor custo possível.

No entanto, ainda segundo Box (1985), as coleções de técnicas propostas por Taguchi para operacionalização de suas ideias mostraram-se por vezes ineficientes, desnecessariamente complicadas, e até mesmo ingênuas. Algumas das ineficiências dos métodos propostos por Taguchi estão em:

- (1) Não explorar a natureza sequencial da investigação;
- (2) Limitar a escolha de planejamentos àqueles que não tratam adequadamente a interação;
- (3) Recomendar o uso métodos de matriz ortogonal complicados para a otimização, estando disponíveis procedimentos de otimização restrita mais simples e mais rápidos;
- (4) Introduzir técnicas de análise menos eficientes e mais complexas das já disponíveis;
- (5) Usar a relação sinal-ruído de forma universal para escolha de critérios;
- (6) Não explorar a transformação de dados para obtenção de uma análise mais eficiente e válida.

A metodologia de Taguchi para o RPD propõe o cruzamento entre um arranjo ortogonal de variáveis de controle (arranjo interno ou “*inner*” array) com outro arranjo ortogonal de variáveis de ruído (arranjo externo ou “*outer*” array) (Myers *et al.*, 2009). Uma representação gráfica para este tipo de arranjo, pode ser vista na Figura 26, na qual, as coordenadas do arranjo interno são (1,0,0), (0,0,0), (1,1,0), (0,1,0), (1,0,1), (0,0,1), (1,1,1) e (0,1,1), tendo como referência o Eixo 1; e os pontos pretos representam a localização das observações.

Figura 26 - Representação gráfica para um arranjo cruzado com três variáveis de controle no arranjo interno e duas variáveis de ruído no arranjo externo, totalizando 32 observações



Fonte: Elaboração própria.

Cada cenário contido no arranjo externo contém informações acerca da média e variância das observações (Myers *et al.*, 2009). Taguchi propôs combinar média e variância amostrais de cada combinação das variáveis de controle dentro de um medidor de desempenho individual conhecido como relação sinal-ruído (*signal-to-noise ratio* – SNR). A análise estatística seria, então, feita na relação sinal/ruído (Khuri, 2006). A técnica sugerida por Taguchi propõe a maximização de SNR, que equivale a minimização da função perda, mencionada acima. Dessa forma, são identificadas as configurações dos parâmetros de controle que produzirão um desempenho robusto ao processo (Nair *et al.*, 1992).

Inegavelmente, o projeto robusto de Taguchi foi inovador em um contexto onde o projeto de experimentos era usado principalmente na determinação do efeito das variáveis de controle (e não de ruído) no desempenho médio do processo. Contudo, o RPD também gerou controvérsias a respeito de suas técnicas, as quais despertaram pesquisadores para alternativas à sua abordagem.

2.5.2.1. Arranjo Combinado

O arranjo combinado é uma matriz de projeto usada para modelar uma resposta de interesse diretamente em função das variáveis de controle e de ruído. Diferentemente do arranjo cruzado sugerido por Taguchi, o arranjo combinado geralmente resulta em um menor número de experimentos e oferece maior flexibilidade na estimativa das interações (Koksoy, 2006; Shoemaker *et al.*, 1991).

Além de exigir bem menos observações (Montgomery, 2013), a modelagem a partir desse tipo de arranjo permite visualizar a interação entre variáveis controle e de ruído e obter modelos de média e variância para a resposta de interesse a partir da propagação do erro em relação às variáveis de ruído (Myers *et al.*, 1992).

Como explicado anteriormente, a respeito do que vem a ser um RPD, não há projeto robusto a menos que haja ao menos uma interação entre uma variável de controle e uma variável de ruído. Nesse contexto, faz sentido um modelo que considere variáveis de controle e de ruído e, além disso, identifique e modele suas interações que, segundo Shoemaker *et al.* (1991), tem um papel crucial na propagação do erro e no estudo da robustez do processo. Sendo assim, considerando variáveis de controle e de ruído, um modelo matricial quadrático por ser visto na Equação 9.

$$y(x, z) = \beta_0 + \sum_{i=1}^k \beta_i x_i + \sum_{i=1}^k \beta_{ii} x_i^2 + \sum_{i < j} \beta_{ij} x_i x_j + \sum_{j=1}^r \gamma_j z_j + \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^r \delta_{ij} x_i z_j + \varepsilon \quad (9)$$

Na qual, β_0 representa a constante; β representa os coeficientes lineares, quadráticos e de interação, respectivamente, das variáveis de controle; γ representa os coeficientes lineares das variáveis de ruído; δ representa o coeficiente da interação entre as variáveis de controle e ruído.

Embora sejam controláveis apenas experimentalmente, assume-se que as variáveis de ruído, expressas em unidades codificadas, assim como o erro, são aleatórias, com média zero, variância σ_z^2 , e covariância zero, considerando várias variáveis de ruído. Assim, pode-se encontrar um modelo para a média $E_{z,\varepsilon}(y)$ e para a variância $V_{z,\varepsilon}(y)$ pelo Método dos Mínimos Quadrados Ordinários (*Ordinary Least Squares* – OLS) ou pelo Método dos Mínimos Quadrados Ponderados (*Weighted Least Squares* – WLS), conforme Equação 10 e Equação 11 (Paiva *et al.*, 2014).

$$E_{z,\varepsilon}(y) = \beta_0 + \sum_{i=1}^k \beta_i x_i + \sum_{i=1}^k \beta_{ii} x_i^2 + \sum_{i < j} \beta_{ij} x_i x_j \quad (10)$$

$$V_{z,\varepsilon}(y) = \sigma_z^2 \left\{ \sum_{i=1}^r \left[\frac{\partial y(x, z)}{\partial z_i} \right]^2 \right\} + \sigma^2 \quad (11)$$

A respeito destes modelos, Montgomery (2013) realça que média e variância envolvem apenas variáveis de controle, sendo possível definir a combinação destas variáveis que atingirão o valor alvo para a média e minimizarão a variabilidade transmitida pelas variáveis de ruído. Adicionalmente, apesar do modelo para variância envolver apenas as variáveis de controle, ele também envolve os coeficientes da interação entre as variáveis de controle e de ruído. Coeficientes, estes, que mensuram a influência das variáveis de ruído na resposta.

2.6. Otimização Multiobjetivo

Como o próprio nome sugere, a otimização multiobjetivo envolve a otimização de duas ou mais funções objetivo simultaneamente. Para casos como esse, dificilmente haverá uma solução única capaz de atingir o ótimo de todas as funções envolvidas, espera-se, então, um conjunto de possíveis soluções ótimas. Em problemas de engenharia, em especial, é comum que essas funções sejam divergentes e conflitantes entre si, o que implica que, a melhora do

desempenho de uma função objetivo só ocorre mediante a piora no desempenho de pelo menos outra função objetivo (Messac; Ismail-Yahaya; Mattson, 2003).

Um problema de otimização multiobjetivo, matematicamente, pode ser formulado conforme Equação 12.

$$\text{Min } f(x)_{x \in \Omega} = [f_1(x), f_2(x), \dots, f_m(x)] \quad (12)$$

Em que $f(x)$ representa o vetor para m funções objetivo no espaço experimental Ω (região viável) e $x = [1, 2, \dots, k]$ representa o vetor de variáveis de controle.

O procedimento de otimização inicia-se tomando os ótimos individuais de cada função (pontos de âncora), que podem ser representados como $f_1^*, f_2^*, \dots, f_m^*$, sendo x_i^* o vetor ótimo para o ponto de âncora da i -ésima função objetivo, definido pelos pontos $[f_1(x_i^*), \dots, f_i(x_i^*), \dots, f_m(x_i^*)]$. O ponto de utopia contém os melhores resultados para as funções objetivo e pode ser representado pelo vetor $f^U = [f_1(x_1^*), f_2(x_2^*), \dots, f_m(x_m^*)]$, no qual $f_m^* = f_m(x_m^*)$. Contrário ao ponto de utopia, o ponto de nadir contém os piores resultados para as funções objetivo em questão. Podem ser apresentados pelo vetor $f^N = [f_1^N, f_2^N, \dots, f_m^N]$. Ambos, f^U e f^N não pertencem a região viável de otimização Ω . O ponto de pseudo-nadir, por fim, reúne o pior resultado de cada função objetivo no espaço viável, ou seja, o pior resultado de cada função avaliada nos ótimos individuais das funções remanescentes. É dado por $f_i^{PN} = \text{Max}_{x \in \Omega} \{f_i(x_1^*), \dots, f_m(x_i^*), \dots, f_i(x_m^*)\}$. É válido ressaltar que para $m = 2$ (problema biobjetivo), condiciona-se a chamada linha de utopia. Para $m \geq 3$ (problemas multiobjetivo), se estabelece o denominado hiperplano de utopia, no qual está contido todos os pontos de âncora.

Pereira (2017) recomenda que as funções objetivo sejam normalizadas a fim de que efeitos de escala e/ou unidades de medida sejam minimizados. O procedimento para normalização das funções é realizado, conforme Equação 13. No espaço objetivo normalizado, os pontos de âncora estão a uma unidade do ponto de utopia, o qual está posicionado na origem no sistema de coordenadas, logo $\bar{f}^{PN} = [1, \dots, 1]$ e $\bar{f}^U = [0, \dots, 0]$ (Messac; Ismail-Yahaya; Mattson, 2003).

$$\bar{f} = \frac{f_i - f_i^*}{f_i^{PN} - f_i^*} \quad (13)$$

Outra ferramenta útil à otimização multiobjetivo é a matriz *pay-off* Φ , descrita na Equação 14. Ela permite visualizar o conflito entre as funções objetivo, abrangendo todas as funções em seu ponto de utopia (ótimos individuais posicionados na diagonal principal); ponto de âncora (em cada coluna da matriz); e pseudo-nadir (em cada linha).

$$\Phi = \begin{bmatrix} f_1^*(x_1^*) & \cdots & f_1^*(x_i^*) & \cdots & f_1^*(x_m^*) \\ \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ f_i^*(x_1^*) & \cdots & f_i^*(x_i^*) & \cdots & f_i^*(x_m^*) \\ \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ f_m^*(x_1^*) & \cdots & f_m^*(x_i^*) & \cdots & f_m^*(x_m^*) \end{bmatrix} \quad (14)$$

A normalização de ϕ , Equação 15 e Equação 16, também é possível seguindo a matemática apresentada na Equação 13. Idealmente, $\bar{\Phi}$ é composta por zeros na diagonal principal e por um nas posições restantes. Contudo, em muitos casos a unidade não é alcançada devido à variação da distância das funções no espaço normalizado. Funções objetivo correlacionadas, por exemplo, podem conflitar-se menos severamente, refletindo em resultados inconsistentes ou em uma exploração incompleta da fronteira de Pareto (fronteira que retém o conjunto de soluções ótimas) (Alvim *et al.*, 2022).

$$\bar{\Phi} = \begin{bmatrix} \frac{f_1^*(x_1^*) - f_1^*}{f_1^{PN} - f_1^*} & \cdots & \frac{f_1^*(x_i^*) - f_1^*}{f_1^{PN} - f_1^*} & \cdots & \frac{f_1^*(x_m^*) - f_1^*}{f_1^{PN} - f_1^*} \\ \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{f_i^*(x_1^*) - f_i^*}{f_i^{PN} - f_i^*} & \cdots & \frac{f_i^*(x_i^*) - f_i^*}{f_i^{PN} - f_i^*} & \cdots & \frac{f_i^*(x_m^*) - f_i^*}{f_i^{PN} - f_i^*} \\ \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{f_m^*(x_1^*) - f_m^*}{f_m^{PN} - f_m^*} & \cdots & \frac{f_m^*(x_i^*) - f_m^*}{f_m^{PN} - f_m^*} & \cdots & \frac{f_m^*(x_m^*) - f_m^*}{f_m^{PN} - f_m^*} \end{bmatrix} \quad (15)$$

$$\bar{\Phi} = \begin{bmatrix} 0 & \cdots & 1 & \cdots & 1 \\ \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & \cdots & 0 & \cdots & 1 \\ \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & \cdots & 1 & \cdots & 0 \end{bmatrix} \quad (16)$$

2.6.1. Erro Quadrático Médio

Erro Quadrático Médio ou *Mean Square Error* (MSE) é um método de otimização proposto por Lin e Tu (1995) no qual a distância entre uma ou mais respostas de interesse e seus respectivos alvos e variâncias deve ser minimizada (Paiva *et al.*, 2009).

Enquanto RSM foca no valor médio de y funcionando bem quando a variância de y é relativamente pequena ou constante, quando esta não o é aplicar apenas RSM pode ser enganoso e o conceito de Erro Quadrático Médio mais interessante (Lin e Tu, 1995).

No MSE, viés (distância entre média e alvo) e variância são os principais termos a serem trabalhados. Estimadas as funções para média e variância, e definido o alvo ou melhor valor para a resposta de interesse, o conceito de MSE pode ser aplicado. A formulação deste problema é apresentada na Equação 17.

$$y = [E(y) - T]^2 + Var(y) \quad (17)$$

Na qual T é o alvo.

Para situações em que a aderência ao alvo é essencial pode-se modificar esta abordagem conforme Equação 18.

$$y = \lambda_1[E(y) - T]^2 + \lambda_2 Var(y) \quad (18)$$

Na qual λ_1 e λ_2 são constantes positivas e pré-definidas e permitem avaliar várias configurações em problemas industriais (Lin e Tu, 1995).

Contudo, o MSE proposto pelos autores combina média e variância de apenas uma resposta. Para a otimização de duas ou mais características, Köksoy (2006) propôs a aglutinação das funções na mesma formulação, ponderando-as ou não. Para respostas cuja estrutura de variância e covariância é significativa, Paiva *et al.* (2009) propuseram combinar a análise de componentes principais com RSM focando em um problema multidimensional nominal de melhor. Método conhecido como Erro Quadrático Médio Multivariado.

2.6.2. Método da Interseção Normal à Fronteira

O Método da Interseção Normal à Fronteira (*Normal Boundary Intersection* - NBI) foi proposto por Das e Dennis (1998) para otimização de problemas multiobjetivos não-lineares. A proposta foi desenvolvida com o intuito de compensar algumas deficiências do método das

Somas Ponderadas que se mostrava incapaz de encontrar soluções ótimas para regiões não convexas da fronteira de Pareto.

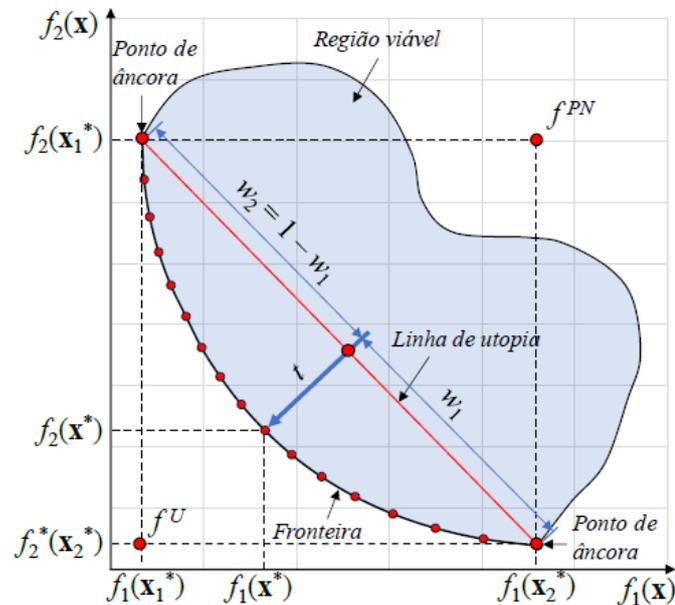
Diferentemente do método das Somas Ponderadas, o NBI permitiu, para $m = 2$ funções objetivo, a geração de soluções ótimas uniformemente distribuídas e equiespaçadas em uma região denominada fronteira de Pareto, na qual é possível encontrar soluções conforme o grau de importância das funções objetivos consideradas na otimização. Em conjunto com o RPD, o NBI pode ser bem útil na definição do melhor conjunto de variáveis de controle capazes de minimizar o efeito das variáveis de ruído sobre as respostas sob análise.

A formulação do método NBI pode ser vista na Equação 19, em que $\bar{\Phi}$ é a matriz *pay-off* normalizada, \mathbf{w} é o vetor de pesos atribuídos às funções objetivo consideradas, $\hat{\mathbf{n}}$ denota um vetor normal à linha de utopia, t denota um conjunto de pontos nesta normal e $\bar{f}(\mathbf{x})$ é o vetor de funções objetivo. Para o caso biobjetivo, o método NBI pode ser executado conforme a Equação 20, em que w_2 é o peso associado à $\bar{f}_2(\mathbf{x})$, sendo $w_1 + w_2 = 1$ e $0 \leq w_i \leq 1$. O caso biobjetivo é ilustrado na Figura 27.

$$\begin{aligned} \text{Max } & t \\ \text{sujeito a: } & \bar{\Phi}\mathbf{w} + t\hat{\mathbf{n}} = \bar{f}(\mathbf{x}) \end{aligned} \quad (19)$$

$$\begin{aligned} \text{Min } & \bar{f}_1(\mathbf{x}) \\ \text{sujeito a: } & \bar{f}_1(\mathbf{x}) - \bar{f}_2(\mathbf{x}) + 2w_2 - 1 = 0 \\ & \mathbf{x}^T \mathbf{x} \leq \rho^2 \end{aligned} \quad (20)$$

Segundo Zhang *et al.* (2021), um conjunto de pontos só pode ser considerado ótimo se qualquer melhoria em uma das respostas do processo levar a um retrocesso em pelo menos uma das outras respostas. Desse modo, o método NBI permite ao experimentador uma melhor exploração dos parâmetros do processo, facilitando a análise do *trade-off* entre as respostas (Pereira *et al.* 2017). Autores como Brito *et al.* (2014), Gaudêncio *et al.* (2019), Arruda *et al.* (2019) combinaram NBI e MSE na busca de soluções ótimas de Pareto. Outros métodos, como Restrição Normal Normalizada (*Normalised Normal Constraint* - NNC) de Messac *et al.* (2003), posteriormente melhorado por Messac e Mattson (2004), e Restrição Normal Normalizada Melhorada (*Enhanced Normalised Normal Constraint* – ENNC) de Sanchis *et al.* (2008), foram propostos para suprir algumas deficiências do NBI no que se refere a otimização de três ou mais funções objetivo (Pereira *et al.*, 2018; Mello *et al.*, 2021; Alvim *et al.*, 2022).

Figura 27 - NBI para $m = 2$ funções objetivo

Fonte: Pereira (2017)

Partindo do pressuposto que os métodos NBI, NNC e ENNC baseiam-se em ideias semelhantes, mas nem sempre produzem resultados idênticos, Logist e Van Impe (2012) trouxeram insights teóricos sobre as condições sob as quais resultados idênticos são obtidos. Segundo os autores, normalmente, NBI e ENNC são capazes de gerar os mesmos pontos na fronteira de Pareto, se todas as desigualdades adicionais no subproblema ENNC estiverem ativas. Ainda, NBI e NNC não retornam os mesmos pontos quando são considerados três ou mais objetivos.

Este capítulo abordou o estado da arte da fabricação de cabeças femorais para a artroplastia de quadril apresentando a articulação do quadril, algumas doenças desta articulação, biomateriais comumente usados e o torneamento deste componente. Também abordou o projeto e análise de experimentos utilizados neste trabalho bem como os métodos de otimização adotados. O capítulo 3 aborda o método de pesquisa utilizado nesta tese para a otimização robusta do torneamento de cabeças femorais de aço inoxidável ABNT 316L considerando as metodologias apresentadas nos capítulos anteriores.

3. MÉTODO DE PESQUISA

A aplicação desta tese foi conduzida a partir de um método experimental, mais especificamente: (1) Equipamentos e Materiais; (2) Planejamento Experimental; (3) Procedimentos de Medição; e (4) Modelagem, Análise e Otimização dos Dados.

Uma série de experimentos foram conduzidos para investigação do processo de torneamento esférico de cabeças femorais de aço inoxidável ABNT 316L para próteses de quadril. Os ensaios foram conduzidos no Laboratório de Manufatura e Automação (LMAUT) do Núcleo de Otimização da Manufatura e da Tecnologia da Inovação – NOMATI, do Instituto de Engenharia de Produção e Gestão – IEPG da Universidade Federal de Itajubá – UNIFEI, em Itajubá – MG. As medições foram realizadas no laboratório de metrologia (Labmetro) do Departamento de Engenharia Mecânica e Produção – DEMEP da Universidade Federal de São João del Rei – UFSJ, na cidade de São João del Rei – MG.

3.1. Equipamentos e Materiais

Os ensaios foram realizados em um torno CNC marca ROMI, modelo GL240 (comando CNC FANUC Oi-TD), conforme apresenta a Figura 28. O programa CNC para usinagem da cabeça femoral na forma de esfera foi gerado com auxílio do software EDGECAM 2021 de programação automática e pós-processado para um cartão de memória compatível com o comando CNC FANUC, conforme Figura 29.

Para o torneamento de desbaste foram utilizados um porta-ferramenta ISO DDJNL 2020K 11, e insertos de metal duro ISO DNMG 11 04 08-MM GC 2025. Para o torneamento de acabamento, foram usados insertos de metal duro ISO DNMG 11 04 08-MF GC 1115 e outro porta-ferramenta ISO SRDCN 2020K 10-A, para uso dos insertos redondos ISO RCMT 10 T3 M0 GC 2220. Todas as ferramentas utilizadas neste trabalho foram do fabricante Sandvik-Coromant. Os suportes e insertos listados são mostrados nas Figura 30 e Figura 31, respectivamente.

Figura 28 - Torno CNC – GL 240, ROMI



Fonte: Elaboração própria.

Figura 29 - Programação: Torneamento com EDGE CAM 2021

```

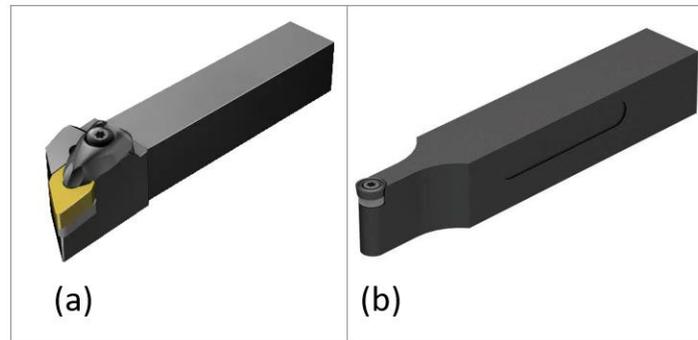
%
O0001 (AL_23_DR1)
N10 G21 G40 G90 G95
N20 (OPERAÇÃO DE DESBASTE)
N30 G56 G00 X200.0 Z200.0 T00
N40 T0202 (DDJNL 2020K 11 / DNMG 110508-MM GC 2025)
N50 G56 G95
N60 G96 S220 M4
N70 G92 S4500
N80 G00 Z3.02
N90 X36.4
N100 G71 U1.0 R1
N110 G71 P120 Q220 U0.5 W0.1 F0.15
N120 G00 X-5.6 Z3.02
N130 G01 Z0.0
N140 X-1.6
N150 G03 X28.5 Z-14.8 R14.8
N160 X23.502 Z-22.643 R14.8
N170 G01 X19.391 Z-25.933
N180 G02 X19.107 Z-27.014 R4.2
N190 X21.568 Z-29.984 R4.2
N200 G01 X34.76 Z-36.58
N210 G03 X36.36 Z-38.226 R2.8
N220 G01 X36.4
N230 G56 G00 X200.0 T00
N240 G56 G00 Z200.0 T00

N250 (OPERAÇÃO DE ACABAMENTO)
N260 T1212 (SRDCN 2020K 10-A / RCMT 10 T3 M0 2220)
N270 G56 G95
N280 G96 S250 M4
N290 G92 S4500
N300 G00 Z8.75
N310 X-10.0
N320 G42 G01 Z0.0 F0.12
N330 X0.0
N340 G03 X28.3 Z-14.0 R14.0
N350 X14.494 Z-25.978 R14.0
N360 G01 X35.228 Z-36.346
N370 G03 X36.4 Z-37.76 R2.0
N380 G01 Z-47.07
N390 X53.9
N400 G40 Z-42.07
N410 G56 G00 X200.0 T00
N420 G56 G00 Z200.0 T00
N440 M05
N450 M30
%

```

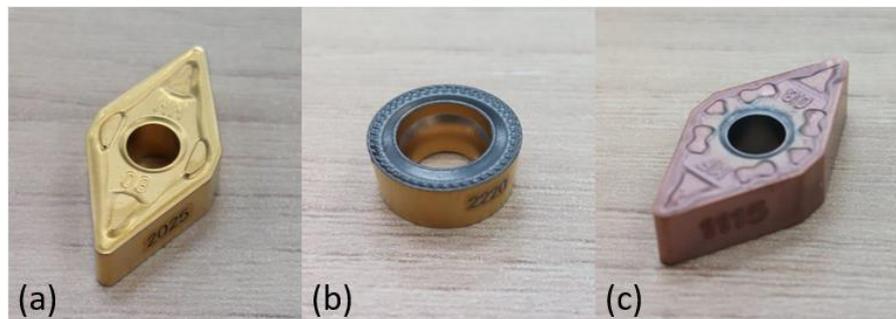
Fonte: Elaboração própria

Figura 30 - Porta-ferramentas: (a) ISO DDJNL 2020K 11; (b) ISO SRDCN 2020K 10-A



Fonte: Elaboração própria

Figura 31 - Insertos: (a) ISO DNMG 11 04 08-MM 2025 (desbaste); (b) ISO RCMT 10 T3 M0 2220; e (c) ISO DNMG 11 04 08-MF 1115 (acabamento)



Fonte: Elaboração própria

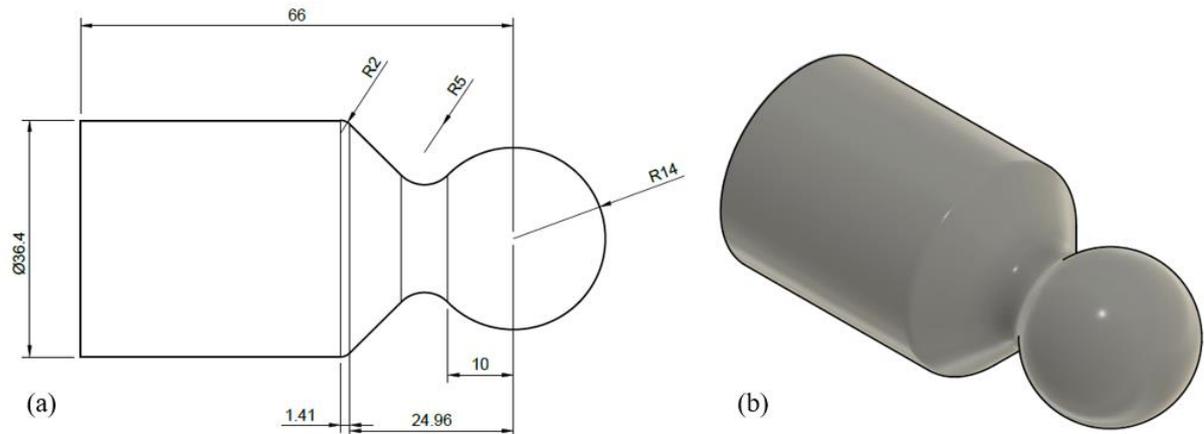
O material utilizado foi o aço inoxidável ABNT 316L, cuja composição química (%) é apresentada no Quadro 3. Duas barras de seis metros de comprimento e 36,51 mm de diâmetro foram cortadas em dimensões de 80 mm e faceadas. O desenho cotado e a vista em 3D da peça após a usinagem podem ser vistos na Figura 32.

Quadro 3 - Composição química (%) do aço inoxidável ABNT 316L

C	Si	Mn	P	S	Cr	Mo	Ni	Cu
0,025	0,39	1,73	0,038	0,027	16,64	2,02	10,05	0,48

Fonte: Martinex

Figura 32 - Desenho da peça após a usinagem: (a) desenho cotado e (b) vista em 3D



Fonte: Elaboração própria.

3.2. Planejamento Experimental

O planejamento experimental foi realizado em duas etapas: desbaste e acabamento. A operação de desbaste, conduzida para $v_c = 220 \text{ m/min}$, $f = 0,1 \text{ mm/v}$ e $a_p = 1 \text{ mm}$, foi realizada para todos os corpos de prova em uma fase anterior da operação principal deste trabalho: o torneamento esférico de acabamento de cabeças femorais.

Para o torneamento de acabamento foram escolhidas cinco variáveis contínuas, inerentes ao processo de torneamento e categorizadas como variáveis de controle: a velocidade de corte v_c (m/min); o avanço f (mm/v); e a profundidade de usinagem a_p (mm). Adicionais ao processo de torneamento e classificados nesta pesquisa como variáveis de ruído, estão: o comprimento fixado dos corpos de prova l_f (mm); e a vazão do fluido de corte Q (l/min). O fluido de corte utilizado é um óleo solúvel sintético de base vegetal, com 10% de concentração de óleo em água.

Os experimentos foram realizados com os inserts com formato ISO redondo e rômbo.

Foram planejados seguindo o sequenciamento do arranjo composto central (CCD) para ambas as geometrias dos inserts, conforme mostra Tabela 2. O CCD para meia fração com 4 pontos centrais foi formado para cinco variáveis de controle contínuas ($k = 5$), cada qual em dois níveis, resultando em 30 experimentos com o inserto de geometria redonda e 30 experimentos com o inserto de geometria rômbo.

Tabela 2 - Planejamento CCD do arranjo combinado: pontos fatoriais em azul, pontos axiais em rosa e pontos centrais em amarelo

Inserto redondo		Variáveis de controle				Variáveis de ruído		Inserto rômboico		Variáveis de controle				Variáveis de ruído			
<i>CP</i>	<i>v_c</i>	<i>f</i>	<i>a_p</i>	<i>l_f</i>	<i>Q</i>	<i>CP</i>	<i>v_c</i>	<i>f</i>	<i>a_p</i>	<i>l_f</i>	<i>Q</i>	<i>CP</i>	<i>v_c</i>	<i>f</i>	<i>a_p</i>	<i>l_f</i>	<i>Q</i>
1	250	0,06	0,15	20,6	20,0	1	250	0,06	0,15	20,6	20,0	1	250	0,06	0,15	20,6	20,0
2	365	0,06	0,15	20,6	5,0	2	365	0,06	0,15	20,6	5,0	2	365	0,06	0,15	20,6	5,0
3	250	0,12	0,15	20,6	5,0	3	250	0,12	0,15	20,6	5,0	3	250	0,12	0,15	20,6	5,0
4	365	0,12	0,15	20,6	20,0	4	365	0,12	0,15	20,6	20,0	4	365	0,12	0,15	20,6	20,0
5	250	0,06	0,25	20,6	5,0	5	250	0,06	0,25	20,6	5,0	5	250	0,06	0,25	20,6	5,0
6	365	0,06	0,25	20,6	20,0	6	365	0,06	0,25	20,6	20,0	6	365	0,06	0,25	20,6	20,0
7	250	0,12	0,25	20,6	20,0	7	250	0,12	0,25	20,6	20,0	7	250	0,12	0,25	20,6	20,0
8	365	0,12	0,25	20,6	5,0	8	365	0,12	0,25	20,6	5,0	8	365	0,12	0,25	20,6	5,0
9	250	0,06	0,15	24,6	5,0	9	250	0,06	0,15	24,6	5,0	9	250	0,06	0,15	24,6	5,0
10	365	0,06	0,15	24,6	20,0	10	365	0,06	0,15	24,6	20,0	10	365	0,06	0,15	24,6	20,0
11	250	0,12	0,15	24,6	20,0	11	250	0,12	0,15	24,6	20,0	11	250	0,12	0,15	24,6	20,0
12	365	0,12	0,15	24,6	5,0	12	365	0,12	0,15	24,6	5,0	12	365	0,12	0,15	24,6	5,0
13	250	0,06	0,25	24,6	20,0	13	250	0,06	0,25	24,6	20,0	13	250	0,06	0,25	24,6	20,0
14	365	0,06	0,25	24,6	5,0	14	365	0,06	0,25	24,6	5,0	14	365	0,06	0,25	24,6	5,0
15	250	0,12	0,25	24,6	5,0	15	250	0,12	0,25	24,6	5,0	15	250	0,12	0,25	24,6	5,0
16	365	0,12	0,25	24,6	20,0	16	365	0,12	0,25	24,6	20,0	16	365	0,12	0,25	24,6	20,0
17	193	0,09	0,20	22,6	12,5	17	193	0,09	0,20	22,6	12,5	17	193	0,09	0,20	22,6	12,5
18	423	0,09	0,20	22,6	12,5	18	423	0,09	0,20	22,6	12,5	18	423	0,09	0,20	22,6	12,5
19	308	0,03	0,20	22,6	12,5	19	308	0,03	0,20	22,6	12,5	19	308	0,03	0,20	22,6	12,5
20	308	0,15	0,20	22,6	12,5	20	308	0,15	0,20	22,6	12,5	20	308	0,15	0,20	22,6	12,5
21	308	0,09	0,10	22,6	12,5	21	308	0,09	0,10	22,6	12,5	21	308	0,09	0,10	22,6	12,5
22	308	0,09	0,30	22,6	12,5	22	308	0,09	0,30	22,6	12,5	22	308	0,09	0,30	22,6	12,5
23	308	0,09	0,20	22,6	12,5	23	308	0,09	0,20	22,6	12,5	23	308	0,09	0,20	22,6	12,5
24	308	0,09	0,20	22,6	12,5	24	308	0,09	0,20	22,6	12,5	24	308	0,09	0,20	22,6	12,5
25	308	0,09	0,20	22,6	12,5	25	308	0,09	0,20	22,6	12,5	25	308	0,09	0,20	22,6	12,5
26	308	0,09	0,20	22,6	12,5	26	308	0,09	0,20	22,6	12,5	26	308	0,09	0,20	22,6	12,5

Fonte: Elaboração própria

- 16 pontos fatoriais ($2^{k-1} = 2^{5-1} = 2^4 = 16$), 16 para cada tipo de inserto;
- 10 pontos axiais ($2k = 2 \times 5 = 10$), 10 para cada tipo de inserto;
- 04 pontos centrais ($n_c = 4$), 4 para cada tipo de inserto.

Contudo, uma vez que as variáveis de ruído não são testadas nos níveis axiais, o arranjo final para cada geometria é composto por 6 pontos axiais, resultando em 26 experimentos para cada tipo de inserto.

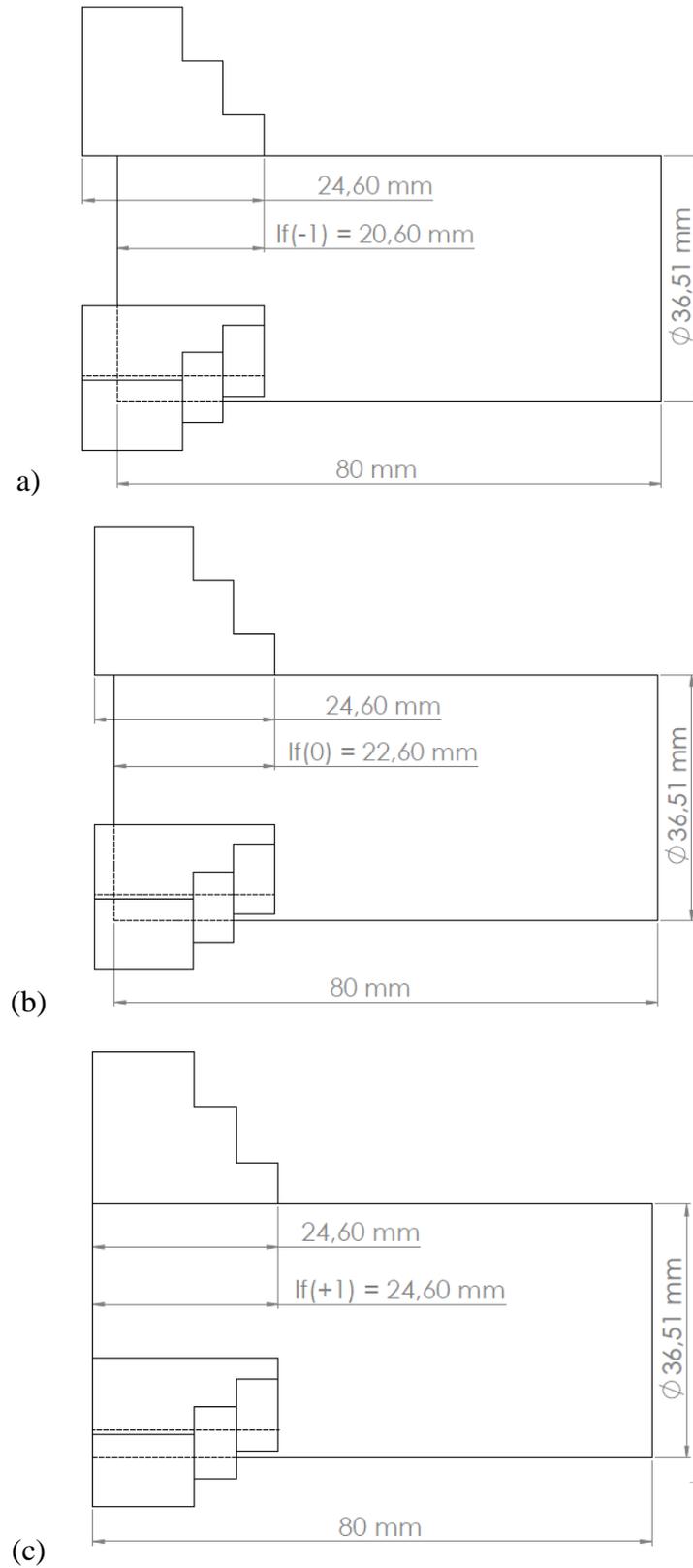
Trabalhos da literatura relacionados ao torneamento do mesmo componente e do mesmo material foram considerados para especificação dos níveis das variáveis de controle contínuas v_c , f , a_p . No que diz respeito aos insertos, o de geometria redonda foi proveniente da orientação da fabricante SANDVIK-Coromant. A escolha da geometria rômbrica, diferentemente, levou em consideração a recomendação da literatura. Os níveis das variáveis de entrada adotados na presente investigação são listados na Tabela 3. Para uma melhor compreensão, os níveis em que a variável de ruído, l_f (mm), foi trabalhada pode ser visto na Figura 33. Verifica-se que o balanço do corpo de prova na posição exposta em (a) é maior que o balanço em (b) que é maior que em (c). Na última posição (c), o corpo de prova ocupa todo o comprimento da castanha.

Tabela 3 - Variáveis de entrada para o torneamento de acabamento de cabeças femorais

Variáveis de controle	Níveis de trabalho		
	-1	0	+1
Velocidade de corte (v_c) [m/min]	250	307,5	365
Avanço (f) [mm/v]	0,06	0,09	0,12
Profundidade de usinagem (a_p) [mm]	0,15	0,20	0,25
Inserto	redondo	-	rômbrico
Variáveis de ruído			
Comprimento fixado do corpo de prova (l_f) [mm]	20,6	22,6	24,6
Vazão do fluido de corte (Q) [l/min]	5	12,5	20

Fonte: Elaboração própria

Figura 33 - Comprimento fixado dos tarugos nas castanhas para: (a) $l_f(-1) = 20,6$ mm; (b) $l_f(0) = 22,6$ mm; e (c) $l_f(+1) = 24,6$ mm



Fonte: Elaboração própria.

3.3. Procedimentos de Medição

A coleta de dados para tabulação das respostas de interesse avaliou os componentes usinados segundo dois requisitos: (1) acabamento superficial e (2) esfericidade, essenciais à fabricação de implantes articulares do quadril (Choopani; Khajehzadeh; Razfar, 2021).

3.3.1. Acabamento superficial

O acabamento superficial afeta significativamente o contato, desgaste e comportamento tribológico do par de rolamentos para próteses totais de quadril (Donaldson *et al.*, 2005). A intensidade do processo de desgaste de uma articulação esférica de prótese de quadril depende da rugosidade da parte esférica da cabeça e da parte em interação (Galanis; Manolakos, 2020b).

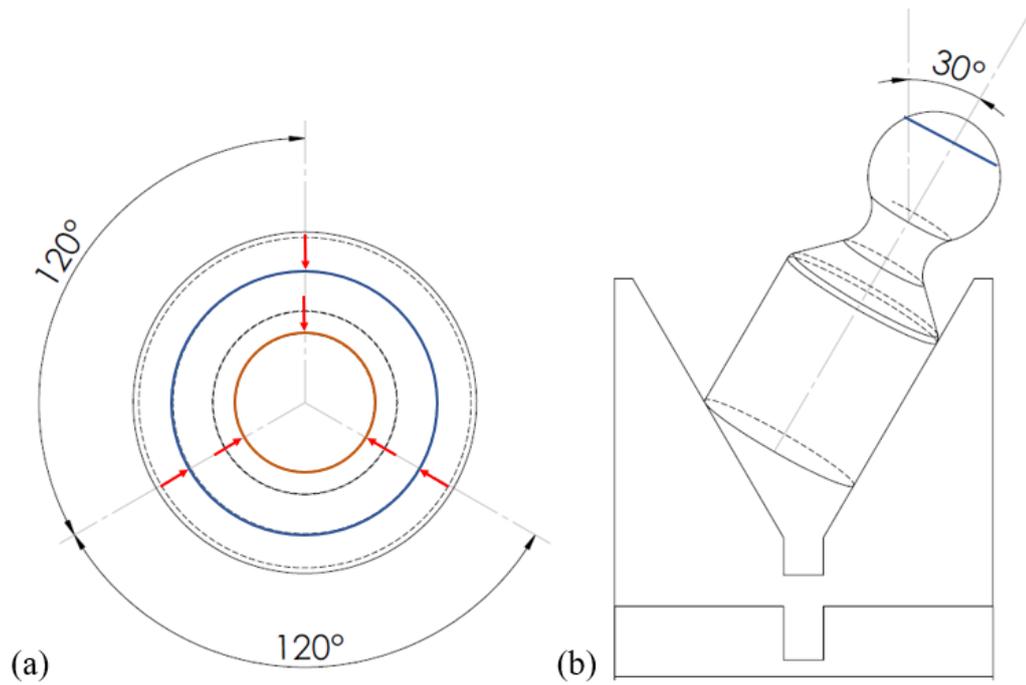
Devido ao processo de usinagem, o acabamento de qualquer superfície apresenta irregularidades. Formadas por picos e vales, essas irregularidades são denominadas rugosidade. A rugosidade R_a é um parâmetro de rugosidade amplamente reconhecido com uma longa história de uso na literatura sobre próteses de articulação. Tomando um comprimento de amostragem, a rugosidade R_a é a média aritmética dos valores absolutos das ordenadas dos picos e vales do perfil de amostragem. É o desvio médio absoluto das irregularidades a partir de uma linha média cuja soma das áreas superiores é igual à soma das áreas inferiores.

Para uma cabeça femoral metálica, a superfície de rolamento esférico finalizada, medida de acordo com a norma ASME B46.1, deve ter uma rugosidade R_a que não ultrapasse $0,05 \mu\text{m}$ (ASTM F2033-20).

Como pode ser visto na Figura 34, o procedimento para medição do acabamento superficial seguiu a norma ASME B46.1, a qual estabelece que as medições da rugosidade R_a devem ser feitas no polo da esfera (região delimitada pelo círculo de cor marrom) e a 30° do polo (região delimitada pelo círculo de cor azul), usando um *cut-off* de $0,8 \text{ mm}$ (ASTM F2033-20). Para cada corpo de prova foram realizadas 3 medições distanciadas em 120° no polo e a 30° do polo, nas direções apontadas pelas setas de cor vermelha. Para medição a 30° do polo foi necessário o desenvolvimento de um suporte por impressão 3D.

Para as medições de R_a foi utilizado um medidor de rugosidade e perfil Mitutoyo com campo de medição de $\pm 0,5 \text{ mm}$, velocidade de deslocamento de até 10 mm/s , velocidade de medição de até $0,5 \text{ mm/s}$, velocidade de retorno de até 10 mm/s e capacidade para medir parâmetros de rugosidade e ondulação, conforme apresentado na Figura 35.

Figura 34 - Esboço das medições da rugosidade R_a : (a) polo da esfera e (b) a 30° do polo



Fonte: Elaboração própria

Figura 35 – Procedimento de medição do rugosímetro Mitutoyo SJ 400



Fonte: Elaboração própria

3.3.2. Esfericidade

A esfericidade afeta o encaixe e o movimento da cabeça femoral no acetábulo. Quando deformada ocasiona a destruição da cartilagem e, conseqüentemente, o desgaste da articulação. Segundo Gispert *et al.* (2010), a esfericidade pode ser definida como o erro geométrico entre uma cabeça femoral usinada real e a esfera perfeita do mesmo. De acordo com a norma que a regulamenta, ISO 7206-2:2011, a esfericidade pode ser estimada por meio da circularidade medida em mais de um plano através do método Círculo da Zona Mínima (*Minimum Zone Center*).

Segundo a *American National Standards Institute* ANSI B89.3.1 1972, a circularidade é “a representação de um perfil plano em que todos os pontos são equidistantes ao centro deste plano”. O desvio de circularidade é, então, o “desvio do perfil de circularidade medido em relação a um perfil de circularidade ideal”. Desvio este que equivale a diferença entre o maior e o menor raio do perfil medido.

Em conjunto com um componente acetabular de polietileno, a superfície de apoio esférica de metal ou cerâmica de um componente femoral do quadril usado deve ter um desvio da circularidade não superior a 10 μm (ASTM F2033-20).

Para avaliação dos desvios de circularidade, foi utilizado um medidor de forma Talyround 131 da Taylor Hobson® com apalpador de rubi, alta gama de 2 mm, resolução normal de 30 nm e alta resolução de 6 nm, conforme apresentado na Figura 36. Segundo a empresa Taylor Hobson, fabricante do instrumento de metrologia de precisão utilizado nesta pesquisa, qualquer perfil de circularidade pode ser dividido em suas partes constituintes, que consistem em ondulações ao redor do perfil. Essas ondulações são geralmente produzidas pelos processos de usinagem e podem nos dizer muito sobre a forma como o componente funcionará sob certas condições (ASTM F2033-20).

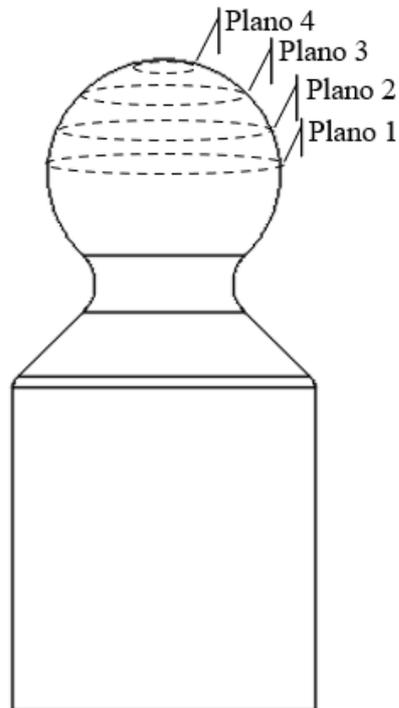
Para medição dos desvios de circularidade, o desvio de circularidade total Ron_t foi adotado por ser o parâmetro mais utilizado. É definido como a separação de dois círculos concêntricos com o centro do círculo de referência que apenas envolve os dados. As medições foram realizadas em 4 planos partindo do centro da esfera conforme ilustrado no desenho da Figura 37.

Figura 36 – Medição com o circularímetro Talyround 131 da Taylor Hobson®



Fonte: Elaboração própria

Figura 37 - Esboço das medições do desvio de circularidade total R_{on_t}

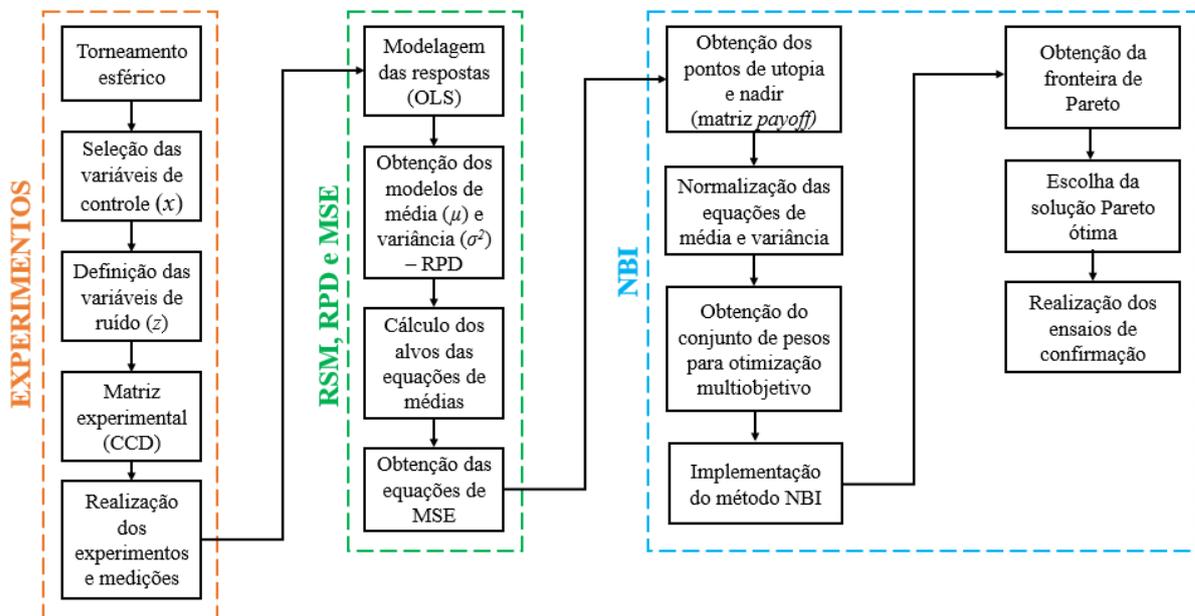


Fonte: Elaboração própria.

3.4. Modelagem, Análise e Otimização dos Dados

As análises foram feitas com o auxílio dos *softwares* Minitab®, MS-excel® e Matlab®. O Minitab® foi utilizado para realizar as análises dos modelos de resposta. O planejamento experimental e as otimizações foram realizadas no MS-excel, utilizando-se do algoritmo de programação não-linear GRG (Gradiente Reduzido Generalizado) do *solver*. O Matlab® foi utilizado para obtenção dos gráficos de superfície de resposta. O fluxograma do método de modelagem e otimização robusta utilizados é apresentado na Figura 38.

Figura 38 - Fluxograma do método adotado nesta investigação



Fonte: Elaboração própria

Este capítulo apresentou os equipamentos, materiais, *softwares*, procedimentos de medição, variáveis de controle, variáveis de ruído, respostas, entre outras características importantes a realização dos experimentos. O próximo capítulo aborda os resultados obtidos nesta tese.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados alcançados no torneamento de cabeças femorais de aço ABNT 316L para artroplastia do quadril são apresentados na Tabela 4 e Tabela 5. Os experimentos consistem em um planejamento composto central e combina variáveis de controle (ou variáveis de processo) e variáveis de ruído. As respostas obtidas foram a rugosidade R_a e o desvio de circularidade Ron_t .

Tabela 4 - Planejamento experimental com respostas – Inseto redondo

Inseto redondo	Variáveis de controle			Variáveis de ruído		Respostas	
	CP	$v_c(m/min)$	$f(mm/v)$	$a_p(mm)$	$l_f(mm)$	$Q(l/min)$	$R_a(\mu m)$
1	250	0,06	0,15	20,6	20,0	0,33	11,13
2	365	0,06	0,15	20,6	5,0	0,88	12,10
3	250	0,12	0,15	20,6	5,0	0,31	11,18
4	365	0,12	0,15	20,6	20,0	0,57	14,04
5	250	0,06	0,25	20,6	5,0	0,80	15,74
6	365	0,06	0,25	20,6	20,0	0,48	12,80
7	250	0,12	0,25	20,6	20,0	0,35	6,88
8	365	0,12	0,25	20,6	5,0	0,51	13,04
9	250	0,06	0,15	24,6	5,0	0,35	25,04
10	365	0,06	0,15	24,6	20,0	0,35	19,91
11	250	0,12	0,15	24,6	20,0	0,35	7,68
12	365	0,12	0,15	24,6	5,0	0,52	6,38
13	250	0,06	0,25	24,6	20,0	0,44	16,13
14	365	0,06	0,25	24,6	5,0	0,24	9,02
15	250	0,12	0,25	24,6	5,0	0,31	5,10
16	365	0,12	0,25	24,6	20,0	0,40	7,39
17	193	0,09	0,20	22,6	12,5	0,30	16,28
18	423	0,09	0,20	22,6	12,5	0,57	12,18
19	308	0,03	0,20	22,6	12,5	0,85	25,36
20	308	0,15	0,20	22,6	12,5	0,32	5,13
21	308	0,09	0,10	22,6	12,5	0,44	16,87
22	308	0,09	0,30	22,6	12,5	0,34	17,48
23	308	0,09	0,20	22,6	12,5	0,31	18,49
24	308	0,09	0,20	22,6	12,5	0,34	18,33
25	308	0,09	0,20	22,6	12,5	0,32	14,47
26	308	0,09	0,20	22,6	12,5	0,35	16,56

Fonte: Elaboração própria

Todas as cabeças femorais obtidas a partir do torneamento do aço ABNT 316L são ilustradas na Figura 39.

Tabela 5 - Planejamento experimental com respostas – Inseto rômboico

Inseto rômboico CP	Variáveis de controle			Variáveis de ruído		Respostas	
	v_c (m/min)	f (mm/v)	a_p (mm)	l_f (mm)	Q (l/min)	R_a (μ m)	Ron_t (μ m)
1	250	0,06	0,15	20,6	20,0	0,85	5,58
2	365	0,06	0,15	20,6	5,0	0,61	4,21
3	250	0,12	0,15	20,6	5,0	1,85	12,73
4	365	0,12	0,15	20,6	20,0	1,30	9,38
5	250	0,06	0,25	20,6	5,0	0,57	5,94
6	365	0,06	0,25	20,6	20,0	0,44	4,65
7	250	0,12	0,25	20,6	20,0	0,83	7,00
8	365	0,12	0,25	20,6	5,0	1,75	16,60
9	250	0,06	0,15	24,6	5,0	0,51	5,34
10	365	0,06	0,15	24,6	20,0	0,38	5,82
11	250	0,12	0,15	24,6	20,0	0,70	7,69
12	365	0,12	0,15	24,6	5,0	0,79	7,69
13	250	0,06	0,25	24,6	20,0	0,65	16,20
14	365	0,06	0,25	24,6	5,0	0,38	4,37
15	250	0,12	0,25	24,6	5,0	0,80	7,61
16	365	0,12	0,25	24,6	20,0	1,08	6,10
17	193	0,09	0,20	22,6	12,5	1,18	7,03
18	423	0,09	0,20	22,6	12,5	0,87	7,38
19	308	0,03	0,20	22,6	12,5	0,52	4,63
20	308	0,15	0,20	22,6	12,5	1,15	7,99
21	308	0,09	0,10	22,6	12,5	0,69	11,05
22	308	0,09	0,30	22,6	12,5	0,62	11,85
23	308	0,09	0,20	22,6	12,5	0,63	8,00
24	308	0,09	0,20	22,6	12,5	0,46	5,20
25	308	0,09	0,20	22,6	12,5	0,57	5,48
26	308	0,09	0,20	22,6	12,5	0,58	5,41

Fonte: Elaboração própria

Figura 39 - Cabeças femorais obtidas pelo torneamento esférico do aço ABNT 316L

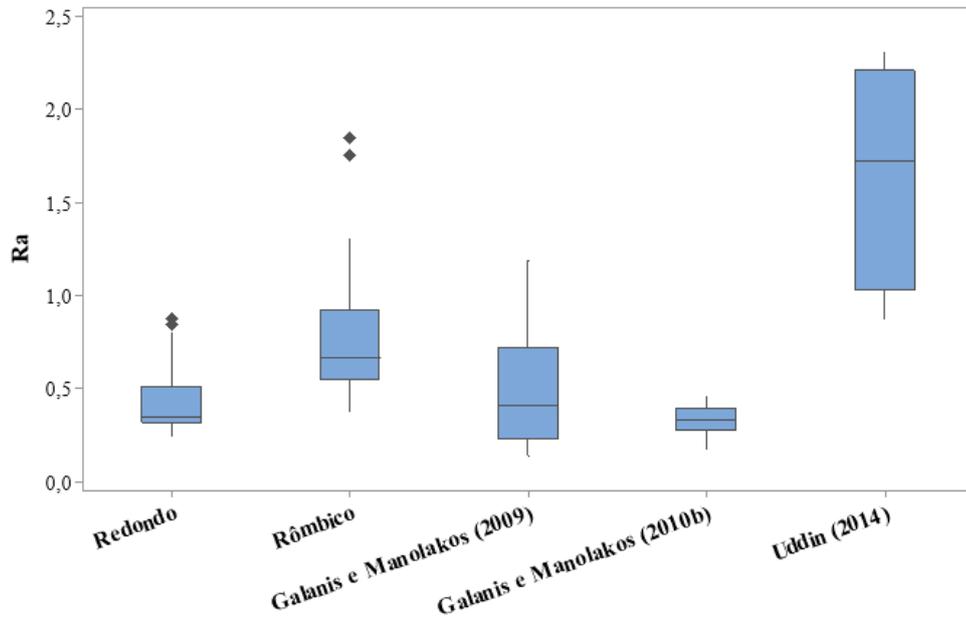


Fonte: Elaboração própria

Pesquisas anteriores como Galanis e Manolakos (2009), Galanis e Manolakos (2010a), Galanis e Manolakos (2010b) e Uddin (2014), que investigaram o torneamento de cabeças femorais no aço inoxidável ABNT 316L, utilizaram apenas o inserto formato rômboico. Na Figura 40 é mostrada uma comparação dos resultados de rugosidade R_a obtidos deste trabalho

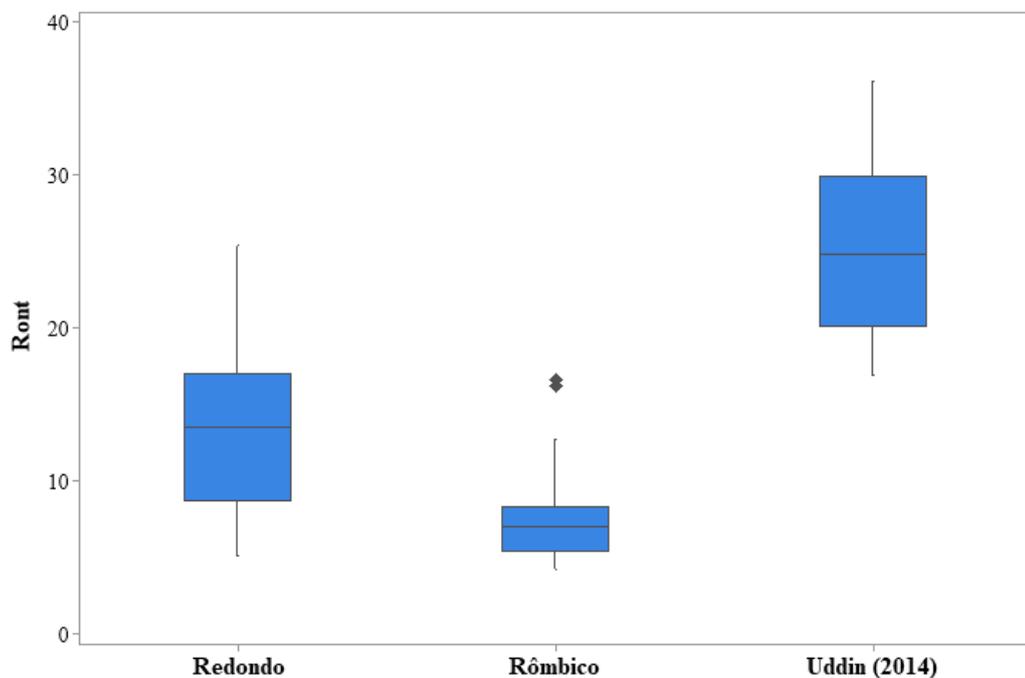
em comparação com a literatura. Da mesma forma, na Figura 41 é mostrada uma comparação dos resultados dos desvios de circularidade total.

Figura 40 - Comparativo dos resultados de rugosidade obtidos pela literatura e por esta investigação no torneamento de cabeças femorais de aço inoxidável ABNT 316L



Fonte: Elaboração própria

Figura 41 - Comparativo dos resultados de desvio de circularidade total obtidos pela literatura e por esta investigação no torneamento de cabeças femorais de aço inoxidável ABNT 316L



Fonte: Elaboração própria

Verifica-se que a resposta rugosidade R_a , relativa ao acabamento da superfície de rolamento, apresentou variações que vão de 0,24 μm a 0,88 μm usando-se o inserto redondo (Tabela 4) e 0,38 μm a 1,85 μm usando-se o inserto rômbo (Tabela 5). A rugosidade da esfera tem influência no contato, no desgaste e no comportamento tribológico do par de rolamentos para próteses de quadril. Quanto menor o valor da rugosidade R_a alcançada no processo de torneamento, menores serão os tempos e custos despendidos na próxima etapa de fabricação. A alta qualidade superficial exigida para este componente femoral metálico finalizado ($R_a \leq 0,05 \mu\text{m}$ (ASTM F2033-20), pode ser alcançada por retificação e/ou por polimento.

Quanto a circularidade total Ron_t , resposta utilizada na avaliação da esfericidade da cabeça femoral, observa-se desvios variando de 5,10 μm a 25,36 usando-se o inserto de formato redondo (Tabela 4) e de 4,21 μm a 16,60 μm usando-se o inserto de formato rômbo (Tabela 5). Para o conjunto cabeça femoral metálica com um componente acetabular de polietileno, a ASTM F2033-20 estabelece que o desvio de circularidade seja inferior a 10 μm .

Verificou-se na revisão literatura que apenas Uddin (2014) investigou a esfericidade do componente de aço inoxidável ABNT 316L. Os resultados de desvios de circularidade obtidos neste trabalho ficaram bem abaixo da faixa de valores encontrada por ele.

4.1. Modelagem para o inserto redondo

A partir deste ponto, a rugosidade e o desvio de circularidade das cabeças femorais torneadas serão analisados. Vale ressaltar que os valores encontrados em toda a superfície não são iguais. A correção dessas diferenças é realizada posteriormente no processo de retificação deste componente.

4.1.1. Rugosidade

4.1.1.1. Desenvolvimento dos modelos matemáticos

Os coeficientes codificados do modelo de resposta completo de R_a são apresentados na Tabela 6.

Tabela 6 - Coeficientes codificados e seus efeitos na rugosidade R_a usando-se o inserto redondo

Termo	Coefficiente	Valor-P
Constante	0,3308	0,000
v_c	0,0527	0,037
f	-0,0676	0,014
a_p	-0,0135	0,520
l_f	-0,0790	0,017
Q	-0,0403	0,146
v_c^2	0,0266	0,250
f^2	0,0628	0,024
a_p^2	0,0143	0,519
$v_c \times f$	0,0404	0,145
$v_c \times a_p$	-0,0778	0,018
$v_c \times l_f$	-0,0361	0,185
$v_c \times Q$	-0,0029	0,909
$f \times a_p$	-0,0146	0,567
$f \times l_f$	0,0589	0,051
$f \times Q$	0,0410	0,140
$a_p \times l_f$	-0,0130	0,611
$a_p \times Q$	0,0166	0,518
$l_f \times Q$	0,0555	0,061

Fonte: Elaboração própria

Os termos cujo efeito foram estatisticamente significativos, ou seja, $valor - p < 0,05$, foram realçados em negrito. Para melhor ajuste do modelo de regressão utilizou-se o método *stepwise*, ferramenta disponível no *software* Minitab. Os coeficientes codificados do modelo de resposta reduzido, assim como o próprio modelo são apresentados na Tabela 7 e Equação 21.

Tabela 7 - Coeficientes codificados e seus efeitos na rugosidade R_a usando-se o inserto redondo (modelo reduzido)

Termo	Coefficiente	Valor-P
Constante	0,3866	0,000
v_c	0,0527	0,007
f	-0,0676	0,001
a_p	-0,0135	0,433
l_f	-0,0790	0,002
Q	-0,0403	0,070
f^2	0,0538	0,005
$v_c \times f$	0,0404	0,069
$v_c \times a_p$	-0,0778	0,002
$v_c \times l_f$	-0,0361	0,100
$f \times l_f$	0,0589	0,013
$f \times Q$	0,0410	0,065
$l_f \times Q$	0,0555	0,017

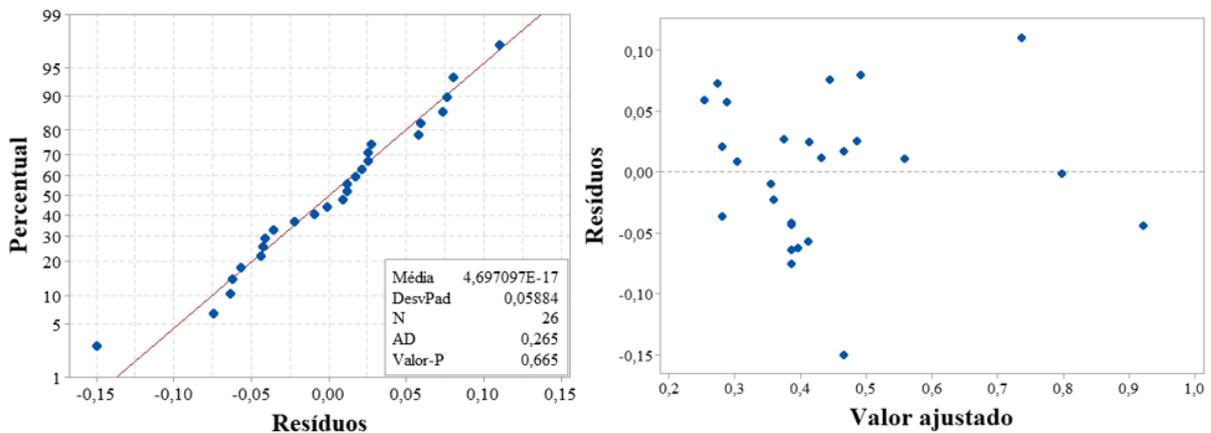
Fonte: Elaboração própria

$$\begin{aligned}
 R_{a_{red}}(\mathbf{x}, \mathbf{z}) = & 0,3866 + 0,0527v_c - 0,0676f - 0,0135a_p - 0,0790l_f - 0,0403Q \\
 & + 0,0538f^2 + 0,0404v_c \times f - 0,0778v_c \times a_p - 0,0361v_c \times l_f \\
 & + 0,0589f \times l_f + 0,0410f \times Q + 0,0555l_f \times Q
 \end{aligned} \quad (21)$$

Enquanto o modelo completo apresentou $\sigma_{R_{a_{red}}}^2 = 0,01$ e coeficiente de determinação $R_{aj}^2 = 68,63\%$, o modelo reduzido apresentou $\sigma_{R_{a_{red}}}^2 = 0,01$ e $R_{aj}^2 = 77,62\%$. Considerando que a experimentação com variáveis de ruído tende a criar maior variabilidade nos dados experimentais, provocando assim valores mais baixos de R_{aj}^2 , um valor de 77,62% pode ser considerado bom na explicação da variabilidade dos dados.

Conforme ilustrado na Figura 42, a análise dos resíduos confirmou a sua normalidade, a ausência de tendência indicou que não são correlacionados, e a distribuição dos mesmos em relação a coleta de observações validou a suposição de independência e/ou aleatoriedade.

Figura 42 - Gráfico de Probabilidade Normal e de Resíduos x Valor justado



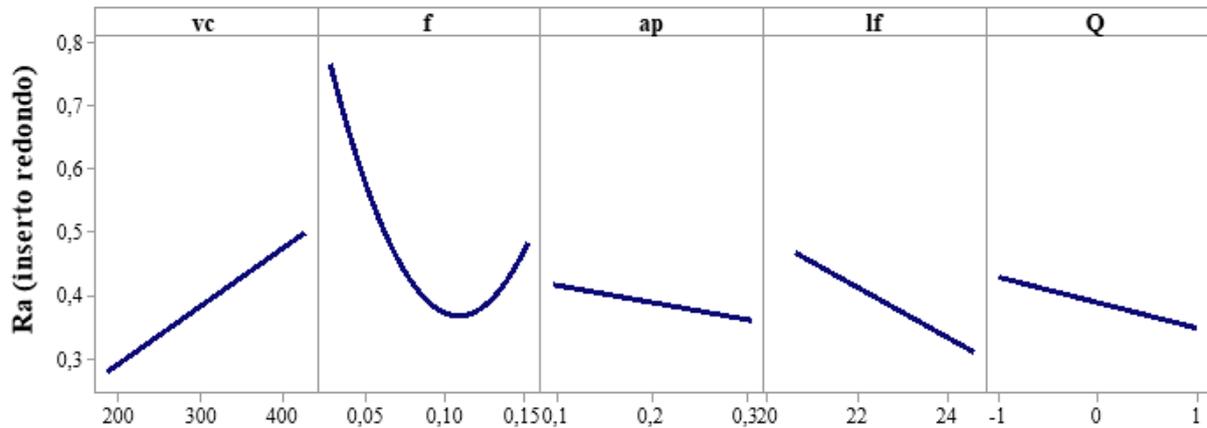
Fonte: Elaboração própria

4.1.1.2. Análise dos efeitos principais

O gráfico de efeitos principais é mostrado na Figura 43. No que concerne aos efeitos principais das variáveis de controle, para $\alpha = 0,05$, apenas v_c e f apresentaram significância estatística, com $valor - p = 0,007$ e $0,001$, respectivamente. A velocidade de corte apresentou efeito positivo em R_a , ou seja, aumentando v_c ocorreu o aumento de R_a . Já o avanço, apresentou um efeito não linear em R_a , ou seja, a rugosidade cai até um avanço de $0,1$ mm/v e depois cresce com o avanço.

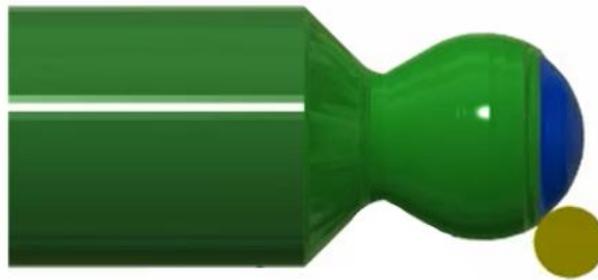
Os comportamentos de v_c e f contradizem o que a literatura clássica de usinagem disserta sobre seus efeitos sobre R_a . De modo geral, maiores velocidades de corte e menores avanços conduzem a menores valores de rugosidade.

Considerando individualmente f , uma possível razão para o ocorrido pode ser a geometria redonda do inserto. O elevado raio de ponta (5 mm) necessita de um avanço mínimo ($0,1$ mm/v) para conseguir dar o “alisamento” da superfície. Em baixos avanços pode ocorrer o fenômeno de fluxo lateral do cavaco, ou seja, a ferramenta não consegue cortar de maneira efetiva o material da peça e a rugosidade piora. Uma representação do contato inserto e peça pode ser visto na Figura 44. A partir do $f \sim 0,10$ mm/v, a rugosidade começa a crescer de acordo com a literatura. Em relação à velocidade de corte, devido à maior área de contato ferramenta/peça causado pelo elevado raio de ponta do inserto, a rugosidade piorou com o aumento da rotação da peça e, possivelmente, com o aumento da vibração.

Figura 43 - Gráfico de efeitos principais para $R_{a_{red}}$ 

Fonte: Elaboração própria

Figura 44 - Simulação do contato inserto/peça



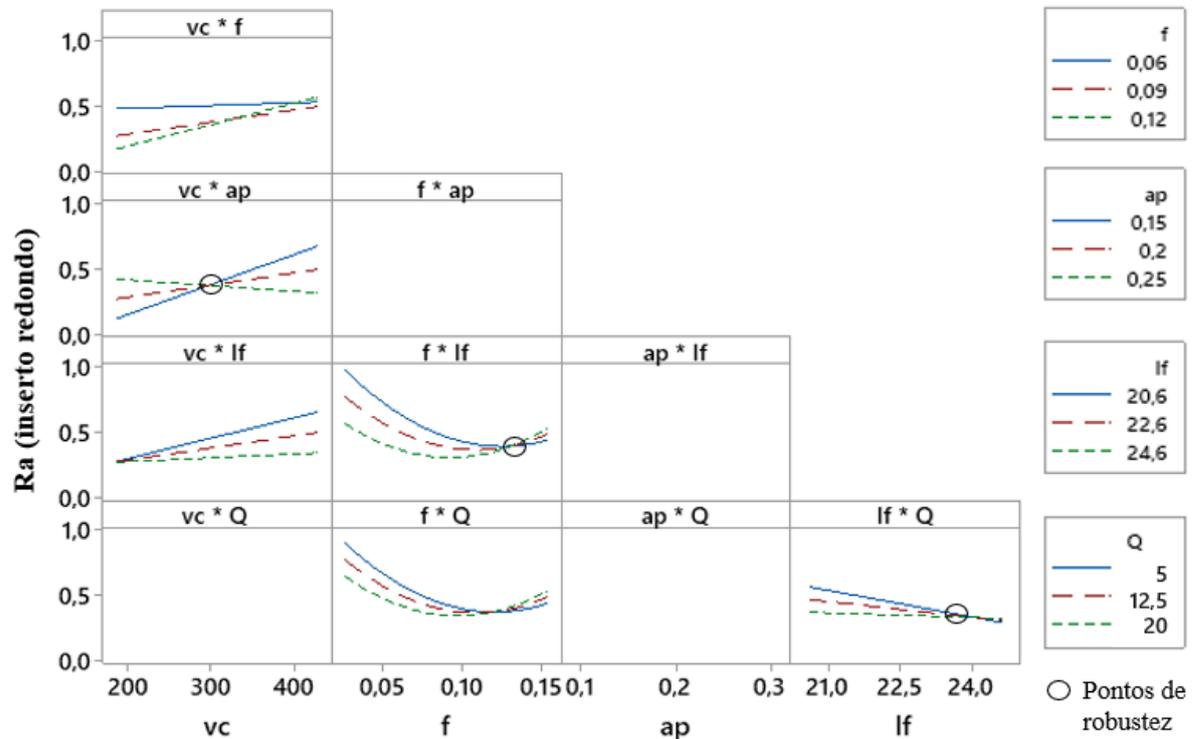
Fonte: Elaboração própria

Dentre as variáveis de ruído, somente o l_f apresentou efeito significativo sobre R_a , com *valor* $-p = 0,002$. O que faz sentido, uma vez que quanto mais o comprimento do corpo de prova é fixado dentro da castanha, menor o seu comprimento em balanço, menor sua deflexão e menor a tendência de vibrações. Compreende-se que um sistema mais rígido, com menos instabilidade no corte, propiciará superfícies menos rugosas.

4.1.1.3. Análise dos efeitos das interações

As interações entre as variáveis de processo e entre as variáveis de processo e ruído são apresentadas na Figura 45. Este gráfico traz apenas as interações consideradas no modelo de resposta reduzido para rugosidade $R_{a_{red}}$.

Figura 45 - Gráfico de interações para a rugosidade usando-se o inserto redondo



Fonte: Elaboração própria

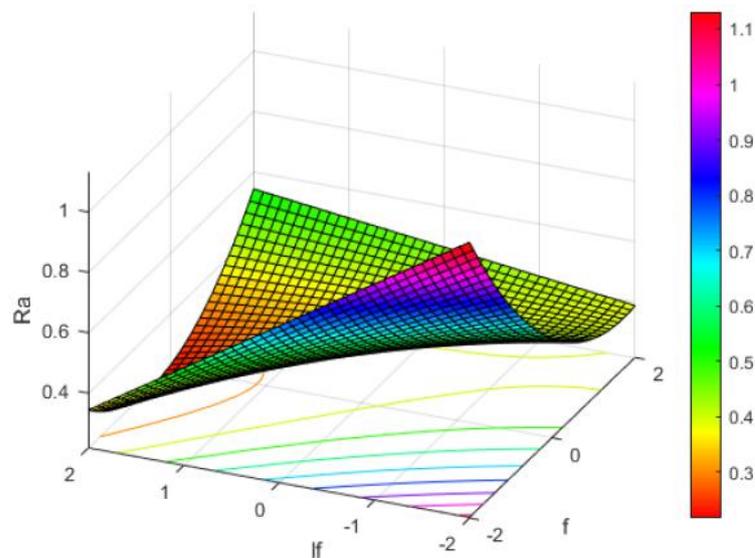
Em relação às interações entre as variáveis de processo, apenas $v_c \times a_p$ apresentou significância estatística, com $valor - p = 0,002$. Pode-se observar menor rugosidade com v_c e a_p no nível fatorial mais baixo. Vale salientar que houve um ponto de robustez de rugosidade para a velocidade de corte em torno de 300m/min, e observou-se uma tendência de queda da rugosidade com o aumento da velocidade para a profundidade usinagem de 0,25 mm.

Quanto às interações entre as variáveis de controle e as variáveis de ruído, a interação estatisticamente significativa foi $f \times l_f$ com $valor - p = 0,013$. Para esta interação verificou-se que o avanço em seu nível superior proporcionou um acabamento de melhor qualidade independentemente da variação do comprimento em balanço da peça. Neste caso, a ferramenta avançando $f = 0,12 \text{ mm}/v$ pode ter neutralizado o efeito de l_f sobre a resposta e intensificado o alisamento na região de contato peça/ferramenta. Este fato pode ser explicado pelo elevado raio de ponta do inserto redondo e seu alto poder de alisamento. Esta interação pode ser visualizada na Figura 46.

Também foi observada uma interação significativa entre as variáveis de ruído $l_f \times Q$, $valores - p = 0,017$. Para o corpo de prova em maior balanço ($l_f = 21 \text{ mm}$) é necessária

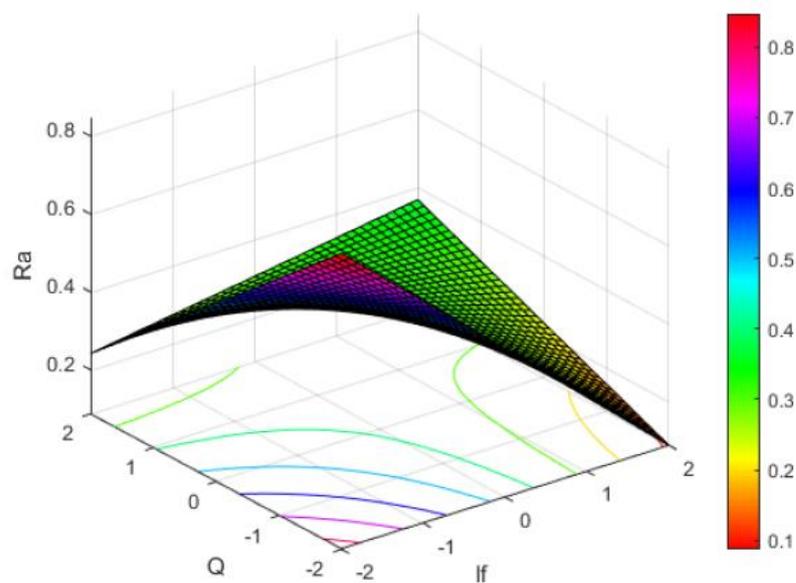
uma maior vazão do fluido de corte para um acabamento de melhor qualidade. Por outro lado, quando peça é fixada de modo a apresentar o menor balanço, a rugosidade apresenta robustez em relação à vazão do fluido de corte. Ou seja, a vazão do fluido utilizada pode ser a mínima, resultando em menos custos e impacto ambiental. Esta interação pode ser visualizada na Figura 47.

Figura 46 - Superfícies de resposta para R_a em μm , inserto redondo, $\mathbf{x}_{fixo} = \mathbf{x}_{center\ point}$



Fonte: Elaboração própria

Figura 47 - Superfícies de resposta para R_a em μm , inserto redondo, $\mathbf{x}_{fixo} = \mathbf{x}_{center\ point}$



Fonte: Elaboração própria

No geral, observou-se uma tendência de maior vazão de fluido de corte gerar menores rugosidades na peça de aço inoxidável. Isto pode ser explicado por uma menor temperatura de corte e melhor quebra de cavaco. Verificou-se também que estando a peça bem fixada, a vazão do fluido utilizada pode ser a mínima, resultando em menos custos e impacto ambiental, tornando o processo de usinagem mais sustentável.

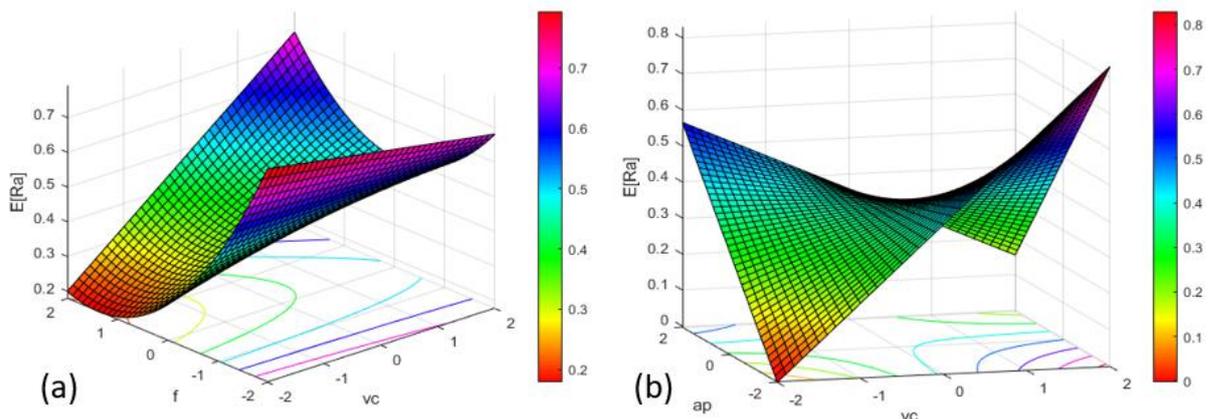
4.1.1.4. Derivação das equações de média e variância

A partir do projeto de parâmetro robusto foi possível derivar modelos para média e para variância de $R_{a_{red}}$, Equações 22 e 23, respectivamente. As superfícies de resposta para ambas sob diferentes perspectivas são apresentadas na Figura 48 e na Figura 49. As variáveis de controle não consideradas em cada plotagem foram fixadas no ponto central.

$$E[R_{a_{red}}(\mathbf{x}, \mathbf{z})] = 0,3866 + 0,0527v_c - 0,0676f - 0,0135a_p + 0,0538f^2 + 0,0404v_c \times f - 0,0778v_c \times a_p \quad (22)$$

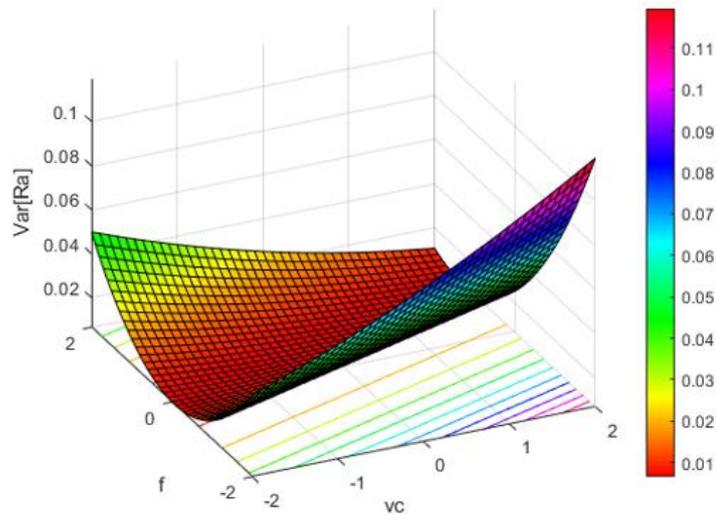
$$\begin{aligned} Var[R_{a_{red}}(\mathbf{x}, \mathbf{z})] \\ = 0,0107 + 0,0046v_c - 0,0676f + 0,001v_c^2 + 0,01f^2 \\ - 0,0072v_c \times f \end{aligned} \quad (23)$$

Figura 48 - Superfícies de resposta para $E[R_a]$ em μm , inserto redondo, $\mathbf{x}_{fixo} = \mathbf{x}_{center\ point}$



Fonte: Elaboração própria

Figura 49 - Superfícies de resposta para $\text{Var}[R_a]$ em μm^2 , inserto redondo, $x_{\text{fixo}} = x_{\text{center point}}$



Fonte: Elaboração própria

A interação entre a velocidade de corte e o avanço pode ser vista na superfície de resposta da Figura 46 (a). A usinagem em menor velocidade de corte e maior avanço cooperaram para uma superfície de melhor qualidade (região avermelhada). Na superfície da Figura 46 (b) pode ser observado que em menores velocidade de corte e profundidade de usinagem obteve-se melhor acabamento superficial da peça.

4.1.2. Desvio de circularidade total

4.1.2.1. Desenvolvimento dos modelos matemáticos

Os coeficientes codificados do modelo de resposta completo de Ron_t são apresentados na Tabela 8.

Tabela 8 - Coeficientes codificados e seus efeitos na circularidade Ron_t usando-se o inserto redondo

Termo	Coefficiente	Valor-P
Constante	16,96	0,000
v_c	-0,590	0,489
f	-3,704	0,005
a_p	-0,766	0,377
l_f	0,09	0,933
Q	0,01	0,995
v_c^2	-0,683	0,341
f^2	-0,429	0,538
a_p^2	0,053	0,939
$v_c \times f$	1,62	0,187
$v_c \times a_p$	0,17	0,878
$v_c \times l_f$	-1,03	0,375
$v_c \times Q$	1,91	0,131
$f \times a_p$	0,37	0,744
$f \times l_f$	-2,42	0,072
$f \times Q$	0,03	0,980
$a_p \times l_f$	-1,45	0,231
$a_p \times Q$	0,03	0,978
$l_f \times Q$	0,69	0,545

Fonte: Elaboração própria

O método *stepwise* foi aplicado e os coeficientes codificados do modelo de resposta reduzido pode ser visto na Tabela 9 e Equação 24.

O modelo completo proveniente da primeira análise apresentou erro experimental e coeficiente de determinação ajustado $\sigma_{Ron_{tred}}^2 = 10,52$ e $R_{aj}^2 = 66,37\%$, respectivamente. Removidos os termos menos significativos, o modelo reduzido apresentou erro $\sigma_{Ron_{tred}}^2 = 5,51$

e $R_{aj}^2 = 82,59\%$, configurando uma boa capacidade do modelo em explicar a variabilidade dos dados.

Tabela 9 - Coeficientes codificados e seus efeitos na circularidade Ron_t usando-se o inserto redondo (modelo reduzido)

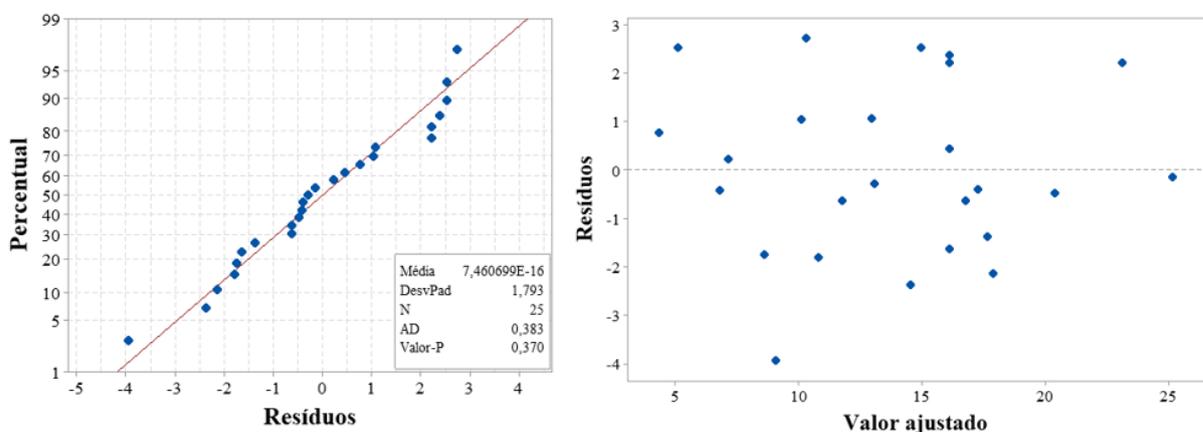
Termo	Coefficiente	Valor-P
Constante	16,113	0,000
v_c	-0,778	0,143
f	-3,516	0,000
a_p	-0,578	0,268
l_f	0,376	0,559
Q	0,289	0,652
$v_c \times f$	1,905	0,009
$v_c \times Q$	2,194	0,004
$f \times l_f$	-2,699	0,001
$a_p \times l_f$	-1,728	0,015

Fonte: Elaboração própria

$$Ron_{t_{red}}(\mathbf{x}, \mathbf{z}) = 16,113 - 0,778v_c - 3,516f - 0,578a_p + 0,376l_f + 0,289Q + 1,905v_c \times f + 2,194v_c \times Q - 2,699f \times l_f - 1,728a_p \times l_f \quad (24)$$

Conforme é ilustrado na Figura 50, a premissa de normalidade, não-correlação e independência dos resíduos pode ser observada.

Figura 50 - Gráfico de Probabilidade Normal e Resíduos x Valor justado



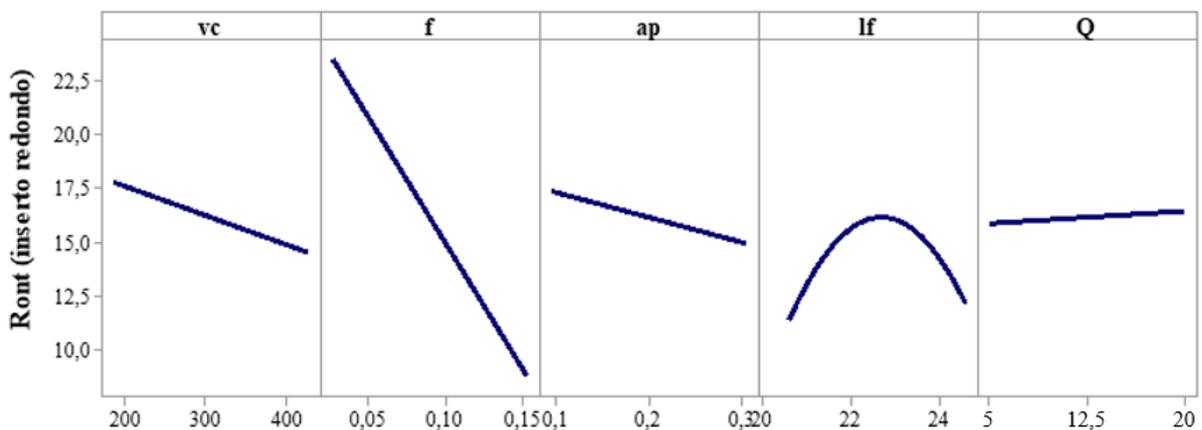
Fonte: Elaboração própria

4.1.2.2. Análise dos efeitos principais

Acerca dos efeitos principais das variáveis de controle, para $\alpha = 0,05$, apenas f apresentou significância estatística, com valor $-p = 0,000$. Este efeito pode ser visualizado na Figura 51, onde observa-se que o aumento do avanço culminou em valores menores de Ron_t . Este fato pode ser explicado de forma análoga ao comportamento da rugosidade Ra. Devido ao elevado raio de ponta da ferramenta redonda, maiores avanços são necessários para se ter um acabamento adequado. Baixos avanços podem provocar o fluxo lateral do cavaco e aumentar o desvio de circularidade da peça.

Nenhuma variável de ruído, de forma individual, apresentou efeito significativo na resposta.

Figura 51 - Gráfico de efeitos principais para $Ron_{t_{red}}$



Fonte: Elaboração própria

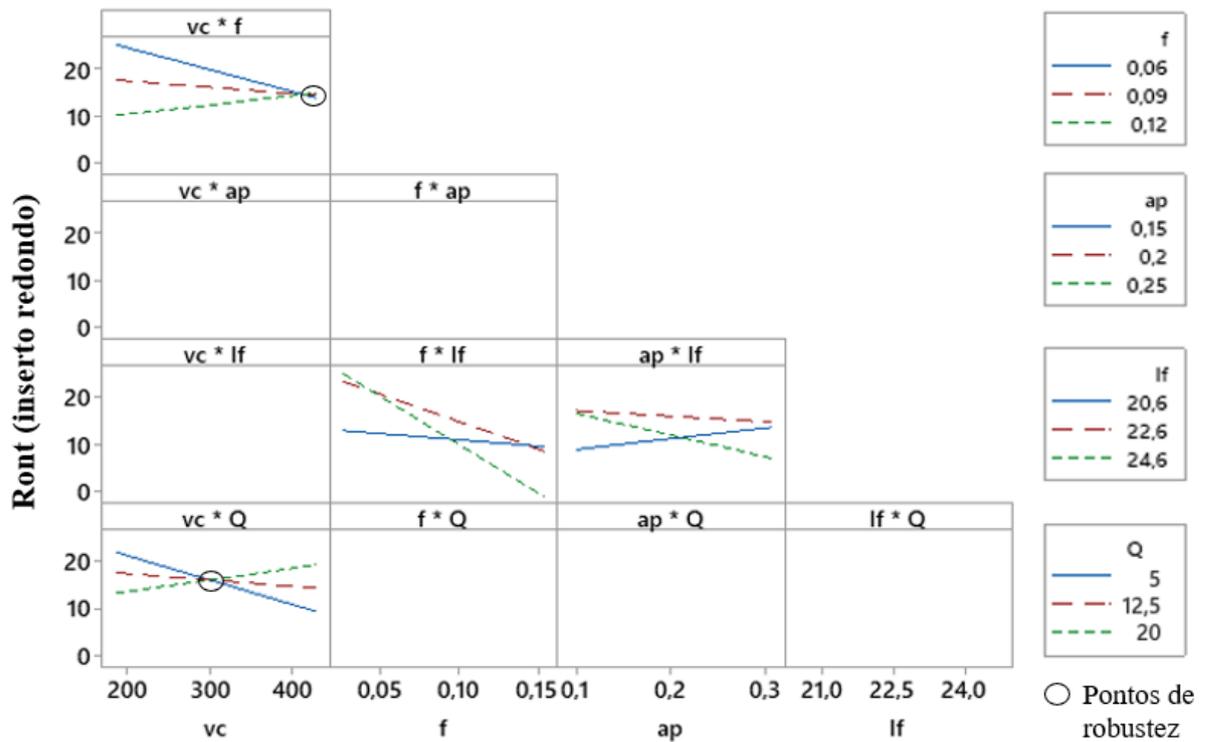
4.1.2.3. Análise dos efeitos das interações

A respeito das interações entre as variáveis de controle, apenas a interação $v_c \times f$ apresentou significância estatística, com $valor - p = 0,009$, conforme apresentado na Figura 52. Pode-se observar que uma melhor esfericidade foi obtida ao adotar a menor velocidade de corte e o maior avanço, devido a geometria redonda do inserto com elevado raio de ponta (5 mm). Além disso, o avanço não afetou a circularidade Ron_t ao se adotar a maior velocidade de corte, ou seja, a circularidade é robusta à variação do avanço em alta velocidade de corte.

As interações entre variáveis de controle e variáveis de ruído, $v_c \times Q$, $f \times l_f$ e $a_p \times l_f$ apresentaram significância estatística. Para a interação $v_c \times Q$, o menor desvio de circularidade ocorreu com v_c em seu nível máximo e Q em seu nível mínimo. Conseguiu-se boa qualidade

geométrica com pouco fluido de corte. Efeito interessante do ponto de vista econômico e ambiental já que os custos com fluido refrigerante, bem como seu impacto ao meio ambiente, podem ser reduzidos.

Figura 52 - Gráfico de interações para a circularidade usando inserto redondo



Fonte: Elaboração própria

Do ponto de vista da usinagem, quando se trabalha em alta velocidade de corte tem-se menor tempo de contato ferramenta-peça e, portanto, menor troca de calor do cavaco com a ferramenta, que é refletida na vazão baixa do fluido de corte. Diferentemente, ao se trabalhar em baixa velocidade tem-se maior troca de calor cavaco-ferramenta, justificando a necessidade de maior vazão do fluido de corte.

Acerca da interação $f \times l_f$, o aumento de f resultou em uma esfericidade melhor (Ron_t menor) quando o corpo de prova ocupou todo o espaço da castanha ($l_f = 24,6 \text{ mm}$), ou seja, a fixação completa do corpo de prova somada a um alto avanço conduziu a um desvio bastante baixo de circularidade.

Sobre a interação $a_p \times l_f$, a usinagem conduziu a menores desvios de circularidade quando a_p estava em seu valor mínimo e l_f em seu valor mínimo; e quando a_p estava em seu

valor máximo e l_f em seu valor máximo. Fenômeno que pode ser explicado em função da possível vibração a qual o corpo de prova é submetido. No momento da usinagem, o corpo de prova com menor comprimento em balanço sofre menor vibração. A profundidade de usinagem, neste caso, sendo máxima (0,3 mm) permitiu uma maior área de seção de cavaco frente ao elevado raio de ponta da ferramenta. Uma profundidade de usinagem mínima (0,1 mm) pode não ser suficiente para uma boa formação de cavaco, a ponto de aumentar o erro geométrico da peça. Por outro lado, quando o corpo de prova é melhor fixado, com menor comprimento em balanço, sujeito à menor vibração, a peça pôde ser submetida a uma profundidade de usinagem maior sem comprometer a qualidade da esfericidade.

4.1.2.4. Derivação das equações de média e variância

Do modelo de $Ron_{t_{red}}$, em função das variáveis de controle e das variáveis de ruído, modelos para média e para variância de $Ron_{t_{red}}$ foram derivados, conforme Equações 25 e 26, respectivamente. A Figura 53 e a Figura 54 plotam as superfícies de resposta sob diferentes perspectivas. As variáveis de controle não consideradas em cada plotagem foram fixadas no ponto central.

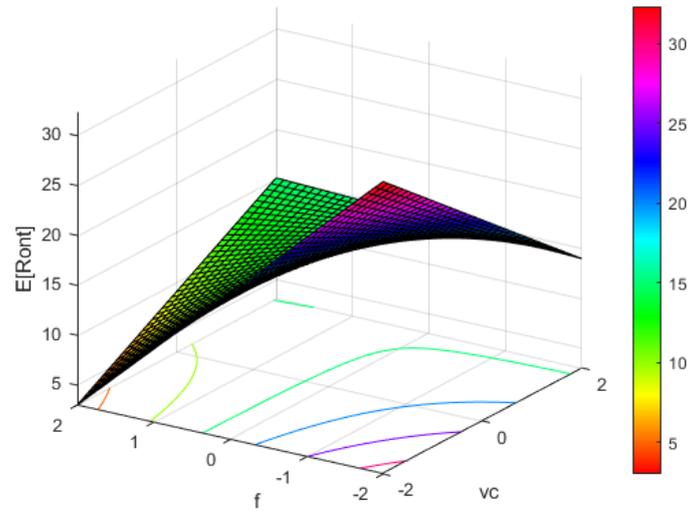
$$E[Ron_{t_{red}}(\mathbf{x}, \mathbf{z})] = 16,113 - 0,778v_c - 3,516f - 0,578a_p + 1,905v_c \times f \quad (25)$$

$$Var[Ron_{t_{red}}(\mathbf{x}, \mathbf{z})] = 5,951 + 2,916v_c - 3,5877f - 2,297 a_p + 4,814v_c^2 + 7,285f^2 + 2,986a_p^2 - 11,843v_c \times f - 7,583v_c \times a_p + 9,3284f \times a_p \quad (26)$$

Na Figura 53 pode ser observado que a combinação de baixas velocidades de corte com altos avanços contribui para se obter menores valores de desvios de circularidade.

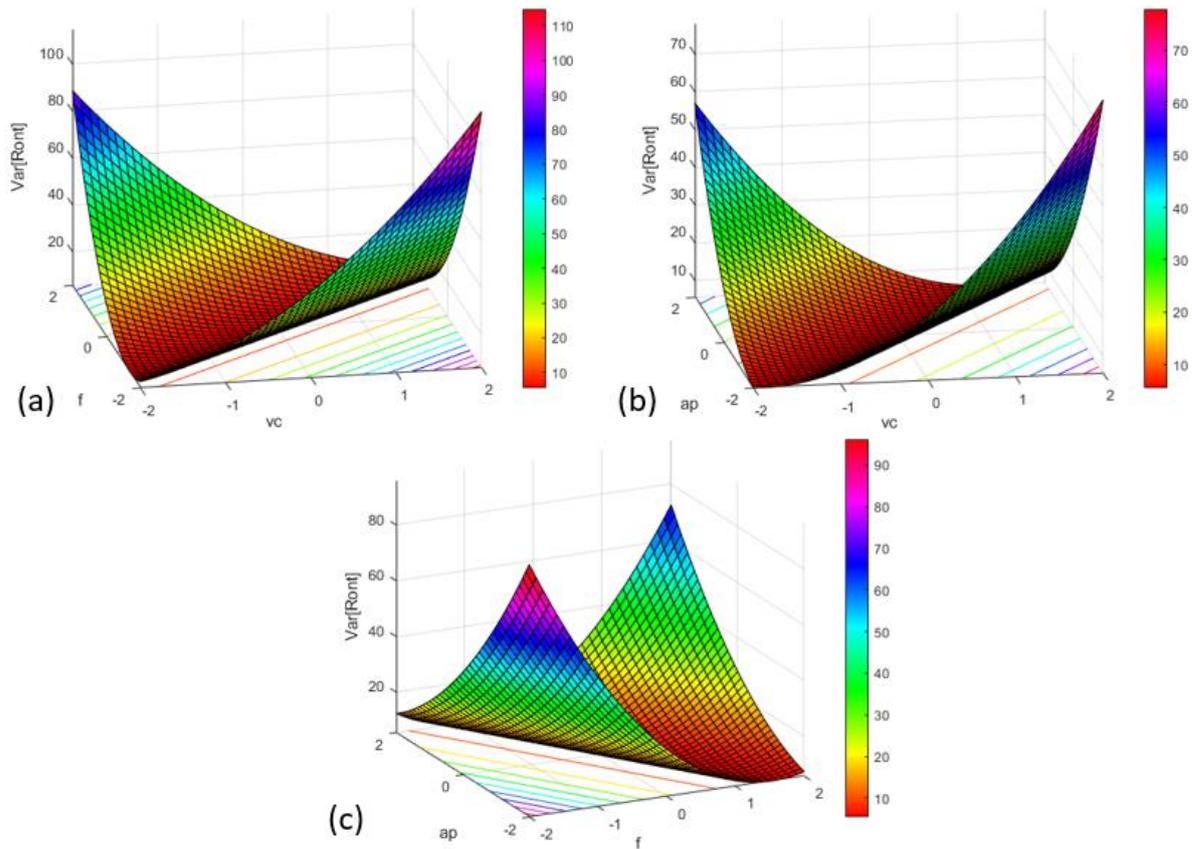
Observa-se na Figura 54 (a) e (b) que a variância da circularidade é robusta com aumento linear entre a velocidade de corte e o avanço e entre a velocidade de corte e a profundidade de usinagem. Conforme apresentado na Figura 54 (c), a interação entre o avanço e a profundidade de usinagem, quando estas variáveis se encontram em níveis contrários de máximo e mínimo, conduz a circularidade a região de mínima variância.

Figura 53 - Superfícies de resposta para $E[Ron_t]$ em μm , inserto redondo, $\mathbf{x}_{fixo} = \mathbf{x}_{center\ point}$



Fonte: Elaboração própria

Figura 54 - Superfícies de resposta para $Var[Ron_t]$ em μm^2 , inserto redondo, $\mathbf{x}_{fixo} = \mathbf{x}_{center\ point}$



Fonte: Elaboração própria

4.2. Modelagem para o inserto rômboico

4.2.1. Rugosidade

4.2.1.1. Desenvolvimento dos modelos matemáticos

A rugosidade proveniente da usinagem com o inserto rômboico foi modelada e seus coeficientes codificados são mostrados na Tabela 10.

Para melhor ajuste do modelo de regressão, o método *stepwise* foi novamente aplicado, os coeficientes recalculados e apresentados na Tabela 11 e na modelagem descrita na Equação 27.

Tabela 10 - Coeficientes codificados e seus efeitos na rugosidade R_a usando-se o inserto rômboico

Termo	Coefficiente	Valor-P
Constante	0,5598	0,000
v_c	-0,0255	0,454
f	0,2493	0,000
a_p	-0,0269	0,433
l_f	-0,1827	0,003
Q	-0,0643	0,151
v_c^2	0,1162	0,014
f^2	0,0694	0,086
a_p^2	0,0239	0,508
$v_c \times f$	0,0926	0,056
$v_c \times a_p$	0,1023	0,040
$v_c \times l_f$	-0,0022	0,957
$v_c \times Q$	0,0230	0,578
$f \times a_p$	0,0085	0,836
$f \times l_f$	-0,1139	0,027
$f \times Q$	-0,0961	0,049
$a_p \times l_f$	0,0968	0,048
$a_p \times Q$	0,0020	0,961
$l_f \times Q$	0,1058	0,035

Fonte: Elaboração própria

Tabela 11 - Coeficientes codificados e seus efeitos na rugosidade R_a usando-se o inserto rômbo (modelo reduzido)

Termo	Coefficiente	Valor-P
Constante	0,6330	0,000
v_c	-0,0255	0,363
f	0,2493	0,000
a_p	-0,0269	0,339
l_f	-0,1827	0,000
Q	-0,0643	0,076
v_c^2	0,1134	0,001
f^2	0,0666	0,029
$v_c \times f$	0,0926	0,016
$v_c \times a_p$	0,1023	0,009
$f \times l_f$	-0,1139	0,005
$f \times Q$	-0,0961	0,013
$a_p \times l_f$	0,0968	0,013
$l_f \times Q$	0,1058	0,008

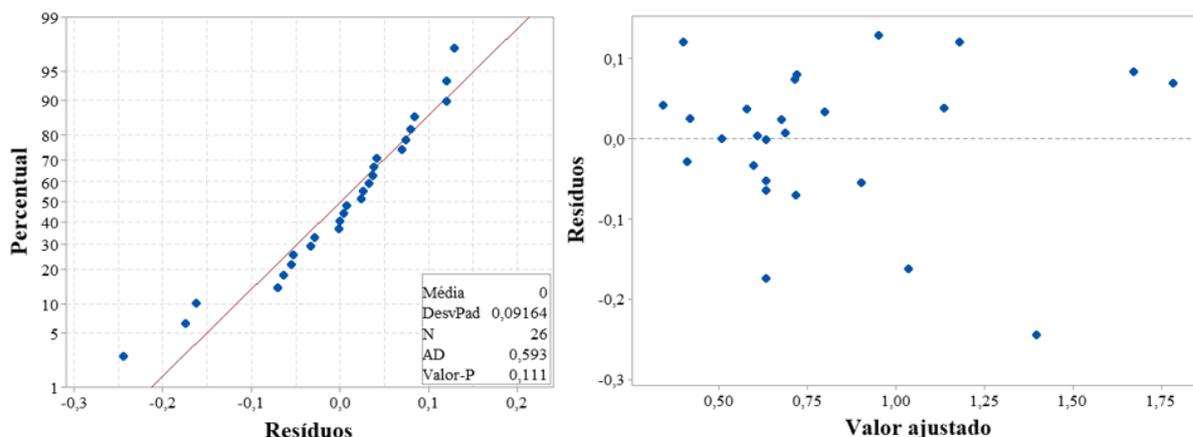
Fonte: Elaboração própria

$$\begin{aligned}
 R_{a_{r\hat{o}mb}}(\mathbf{x}, \mathbf{z}) = & 0,6330 - 0,0255v_c + 0,2493f - 0,0269a_p - 0,1827l_f - \\
 & 0,0643Q + 0,1134v_c^2 + 0,0666f^2 + 0,0537v_c \times f + 0,0926v_c \times a_p - \\
 & 0,1139f \times l_f - 0,0961f \times Q + 0,968a_p \times l_f + 0,1058l_f \times Q
 \end{aligned} \quad (27)$$

O modelo completo proveniente da primeira análise apresentou erro experimental $\sigma_{R_{a_{r\hat{o}mb}}}^2 = 0,024$ e coeficiente de determinação ajustado $R_{aj}^2 = 83,36\%$. Removidos os termos menos significativos, o modelo reduzido apresentou erro experimental $\sigma_{R_{a_{r\hat{o}mb}}}^2 = 0,017$ e coeficiente de determinação $R_{aj}^2 = 88,11\%$, o que mostra a boa capacidade do modelo em explicar a variabilidade dos dados.

A análise dos resíduos foi realizada e as premissas de normalidade, não-correlação e aleatoriedade atendidas. A análise de resíduos realizada é apresentada na Figura 55.

Figura 55 - Gráfico de Probabilidade Normal e de Resíduos x Valor ajustado



Fonte: Elaboração própria

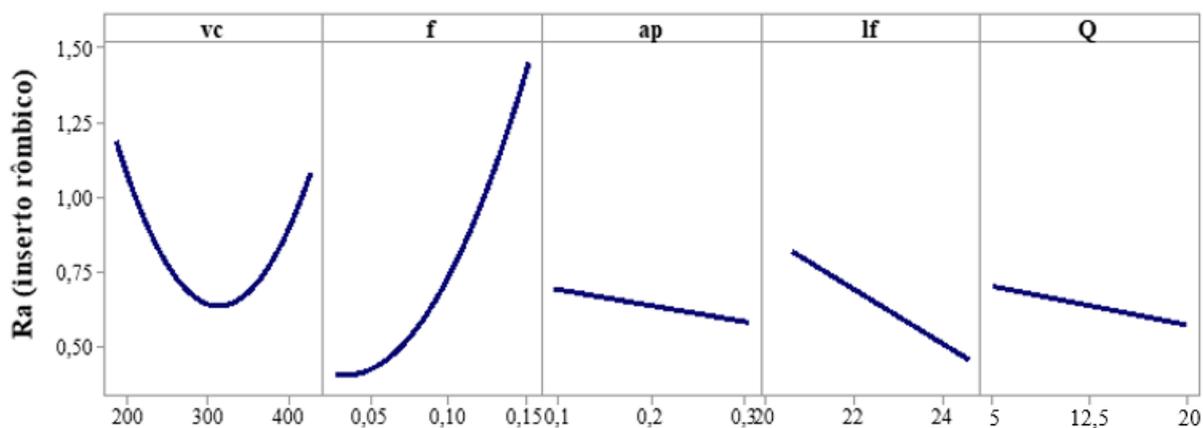
4.2.1.2. Análise dos efeitos principais

O gráfico de efeitos principais ilustrado na Figura 56, assim como na Tabela 11, para $\alpha = 0,05$, mostram que dentre as variáveis de controle apenas f apresentou significância estatística, com $valor - p = 0,000$. Usando-se o inserto de formato rômbo, o efeito do avanço na rugosidade foi oposto ao obtido com a inserto redondo. De acordo com a análise realizada, o aumento de f implicou no aumento de R_a que, do ponto de vista da usinagem, já era esperado. No momento da usinagem, a passagem da ferramenta deixa sulcos na peça. Para um melhor acabamento, é importante que o avanço da ferramenta de corte seja pequeno a ponto de gerar sulcos bem próximos e, conseqüentemente, valores menores de rugosidade. Foi o que ocorreu usando-se esta geometria de inserto. Um pequeno avanço gerou sulcos mais próximos e uma peça com melhor qualidade superficial e, conforme o avanço foi sendo aumentado, os sulcos foram sendo distanciados e a qualidade superficial deteriorada.

Adicionalmente, tanto v_c quanto f apresentaram comportamento com ponto de mínimo. Para v_c , dos níveis mais baixos até o nível central, a contribuição da velocidade de corte na qualidade superficial do rolamento tornou-se melhor. A partir de $v_c \cong 300 \text{ m/min}$, contudo, v_c contribuiu para a piora da qualidade superficial da peça, que pode ser justificada pela ultrapassagem da velocidade de corte especificada pela fabricante, $v_{c_{m\acute{a}x}} = 215 \text{ m/min}$. Para f , valores ainda menores que o mínimo definido para experimentação, $f(-1) = 0,06 \text{ mm/rev}$, e o mínimo segundo a especificação do fabricante, $f_{m\acute{i}n} = 0,10 \text{ mm/rev}$, resultou em rugosidades ainda melhores.

Quanto as variáveis de ruído, mais uma vez, somente l_f apresentou efeito significativo na resposta R_a , com $valor - p = 0,000$. Semelhantemente ao uso da inserto redondo, ao usar a inserto rômbo, conforme o comprimento do corpo de prova foi sendo estabilizado, seu comprimento em balanço foi sendo reduzido, tornando o sistema ferramenta/peça mais rígido e a usinagem mais estável, melhorando o acabamento superficial da esfera.

Figura 56 - Gráfico de efeitos principais para a rugosidade usando-se o inserto rômbo

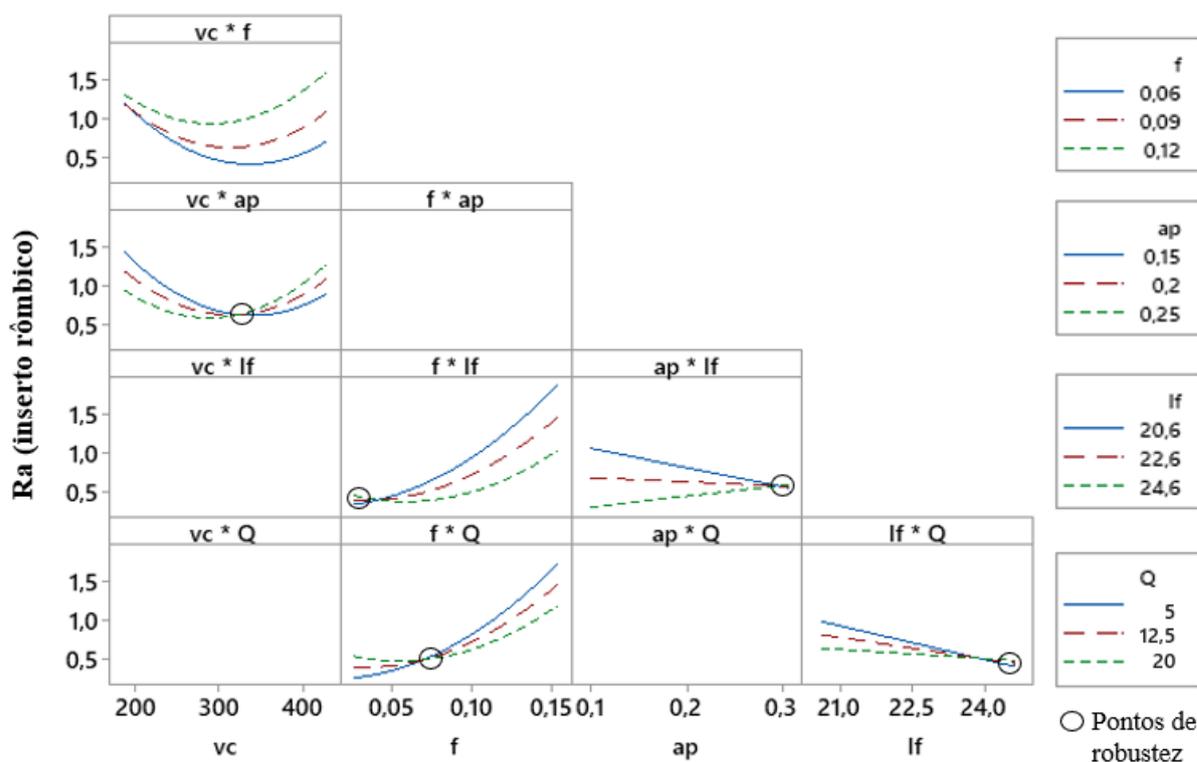


Fonte: Elaboração própria

4.2.1.3. Análise dos efeitos das interações

As interações entre as variáveis de processo e entre as variáveis de processo e ruído são apresentadas através de um gráfico na Figura 57. Este gráfico traz apenas as interações consideradas no modelo de resposta para $R_{arômbo}$, expressa pela Equação 23 em variáveis originais.

No que diz respeito às interações entre as variáveis de controle, as interações $v_c \times f$ e $v_c \times a_p$ apresentaram significância estatística, com $valor - p = 0,016$ e $0,009$, respectivamente. Para a primeira interação, os menores valores de rugosidade ocorreram em velocidades mais altas e avanço pequeno. Na interação $v_c \times a_p$, em velocidades médias, a rugosidade apresenta robustez com a variação da profundidade de usinagem.

Figura 57 - Gráfico de interações para $R_{a_{rômb}}$ 

Fonte: Elaboração própria

Quanto às interações entre as variáveis de controle e ruído, as interações estatisticamente significativas foram $f \times l_f$ (*valor - p* = 0,005), $f \times Q$ (*valor - p* = 0,013), $a_p \times l_f$ (*valor - p* = 0,013) e $l_f \times Q$ (*valor - p* = 0,008). Verifica-se que níveis mais altos de avanço comprometem o acabamento superficial, sendo este fenômeno amplificado pela variação do comprimento fixado do corpo de prova. Já em baixos avanços a rugosidade é robusta à variação do comprimento em balanço da peça. Verifica-se também a vazão do fluido de corte ameniza o efeito positivo de f em R_a , ou seja, quanto maior a vazão do fluido de corte durante a usinagem, o impacto da variação do avanço na qualidade superficial da peça será menor. A rugosidade também apresentou robustez quanto a variação da vazão do fluido de corte para $f \sim 0,08 \text{ mm/v}$. É interessante notar que a profundidade de usinagem nos níveis fatoriais mais elevados tornou a rugosidade menos sensível a variação do comprimento fixado do corpo de prova. Nos níveis fatoriais mais baixos, diferentemente, quanto mais o comprimento do corpo de prova estava estabilizado, melhor foi a qualidade superficial da peça. Por fim, a vazão do fluido de corte não influenciou no acabamento superficial quando o corpo de prova foi fixado no maior comprimento permitido pela castanha, ou seja, no menor comprimento em balanço da peça. O que torna o processo mais sustentável.

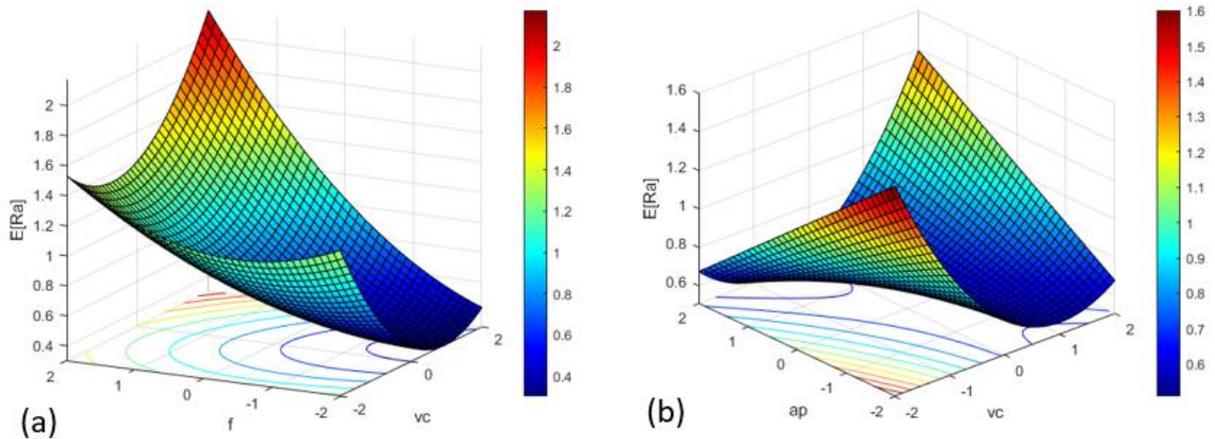
4.2.1.4. Derivação das equações de média e variância

Por meio do modelo exposto na Equação 23 foi possível derivar modelos para média e para variância de $R_{a_{r\hat{o}mb}}$, Equação 28 e Equação 29, respectivamente.

$$\begin{aligned}
 E[R_{a_{r\hat{o}mb}}(\mathbf{x}, \mathbf{z})] &= 10,22 - 0,03349v_c + 21,40f - 33,35a_p + 0,000033v_c^2 \\
 &+ 74,00f^2 + 0,0537v_c \times f + 0,0356v_c \times a_p
 \end{aligned} \quad (28)$$

$$\begin{aligned}
 Var[R_{a_{r\hat{o}mb}}(\mathbf{x}, \mathbf{z})] &= 1,0829 + 10,5264f - 1,9983a_p + 25,999f^2 + 0,9370a_p^2 - \\
 &9,8717f \times a_p
 \end{aligned} \quad (29)$$

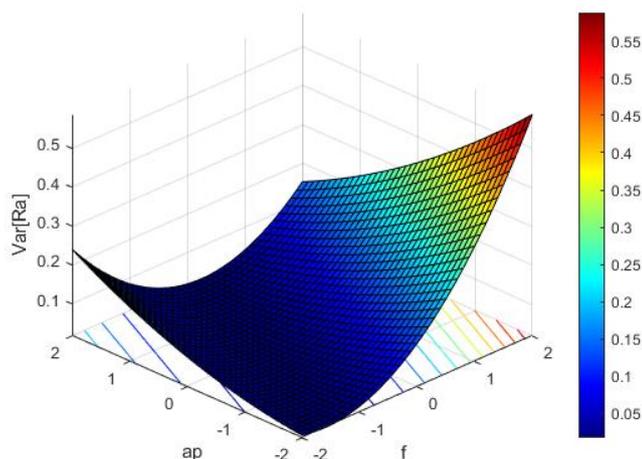
Figura 58 -Superfícies de resposta para $E[R_a]$ em μm , inserto rômbo, $\mathbf{x}_{fixo} = \mathbf{x}_{center\ point}$



Fonte: Elaboração própria

Verifica-se na Figura 58 (a), que os melhores valores para a rugosidade ocorreram na interação entre velocidade média para altas e avanço bem baixo. Na Figura 58 (b), verifica-se também melhor acabamento superficial em velocidades médias, independentemente da variação da profundidade de corte. Acerca da variância da rugosidade R_a , esta apresentou magnitude relativamente baixa para avanço e profundidade de usinagem baixos, conforme apresentado na Figura 59.

Figura 59 - Superfícies de resposta para $\text{Var}[R_a]$ em μm^2 , inserto rômbo, $\mathbf{x}_{\text{fixo}} = \mathbf{x}_{\text{center point}}$



Fonte: Elaboração própria

4.2.2. Desvio de circularidade total

4.2.2.1. Desenvolvimento dos modelos matemáticos

Os coeficientes codificados do modelo de resposta completo de R_{on_t} são apresentados na Tabela 12.

Para melhor ajuste do modelo de regressão, o método *stepwise* foi novamente aplicado, os coeficientes recalculados e apresentados na Tabela 13 e na modelagem descrita na Equação 30.

Enquanto o modelo completo apresentou erro experimental $\sigma_{R_{on_t-r\hat{o}mb}}^2 = 1,732$ e $R_{aj}^2 = 89,93\%$, o modelo reduzido apresentou erro experimental $\sigma_{R_{on_t-r\hat{o}mb}}^2 = 1,22$ e $R_{aj}^2 = 89,34\%$, confirmando a boa capacidade do modelo em explicar a variabilidade dos dados com uma estrutura mais simplificada.

Tabela 12 - Coeficientes codificados e seus efeitos na circularidade Ron_t usando-se o inserto rômbo

Termo	Coeficiente	Valor-P
Constante	6,021	0,000
v_c	-0,356	0,233
f	1,226	0,004
a_p	0,485	0,121
l_f	-0,328	0,356
Q	-0,130	0,707
v_c^2	0,297	0,338
f^2	0,072	0,810
a_p^2	1,357	0,003
$v_c \times f$	1,171	0,012
$v_c \times a_p$	-0,049	0,886
$v_c \times l_f$	-1,027	0,020
$v_c \times Q$	-0,736	0,067
$f \times a_p$	-0,649	0,096
$f \times l_f$	-1,748	0,002
$f \times Q$	-1,678	0,002
$a_p \times l_f$	0,340	0,341
$a_p \times Q$	0,059	0,863
$l_f \times Q$	1,478	0,004

Fonte: Elaboração própria

$$\begin{aligned}
 Ron_{t_{r\acute{o}mb}}(\mathbf{x}, \mathbf{z}) = & 6,548 + -0,356v_c + 1,226f + 0,485a_p - 0,328l_f - \\
 & 0,130Q + 1,278a_p^2 + 1,171v_c \times f - 1,028v_c \times l_f - 0,736v_c \times Q - \\
 & 0,649f \times a_p - 1,748f \times l_f - 1,678f \times Q + 1,478l_f \times Q
 \end{aligned} \tag{30}$$

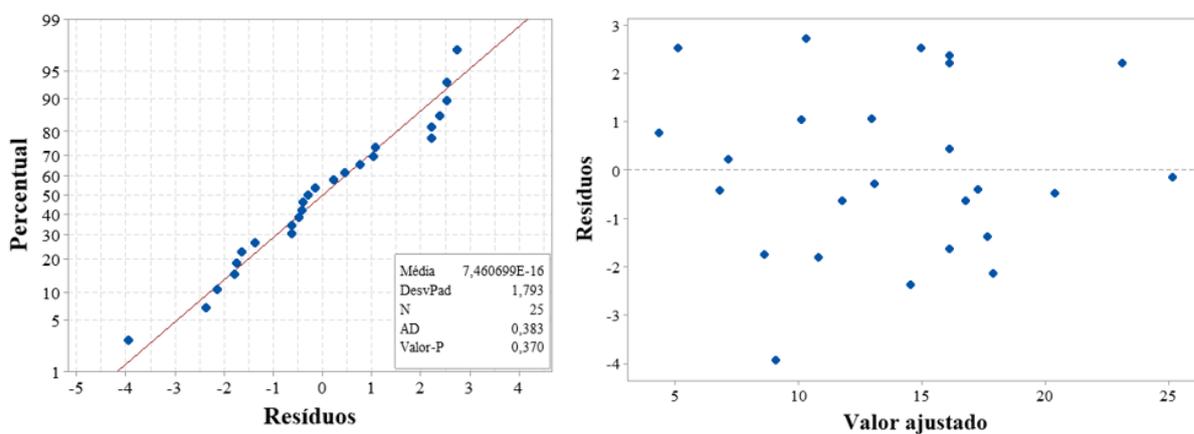
Tabela 13 - Coeficientes codificados e seus efeitos na circularidade Ron_t usando-se o inserto rômico
(modelo reduzido)

Termo	Coefficiente	Valor-P
Constante	6,548	0,000
v_c	-0,356	0,141
f	1,226	0,000
a_p	0,485	0,053
l_f	-0,328	0,258
Q	-0,130	0,647
a_p^2	1,278	0,000
$v_c \times f$	1,171	0,001
$v_c \times l_f$	-1,028	0,003
$v_c \times Q$	-0,736	0,021
$f \times a_p$	-0,649	0,037
$f \times l_f$	-1,748	0,000
$f \times Q$	-1,678	0,000
$l_f \times Q$	1,478	0,000

Fonte: Elaboração própria

Conforme é apresentado na Figura 60, a premissa de normalidade, não-correlação e independência dos resíduos foi validada.

Figura 60 - Gráfico de probabilidade normal e Resíduos x Valor ajustado



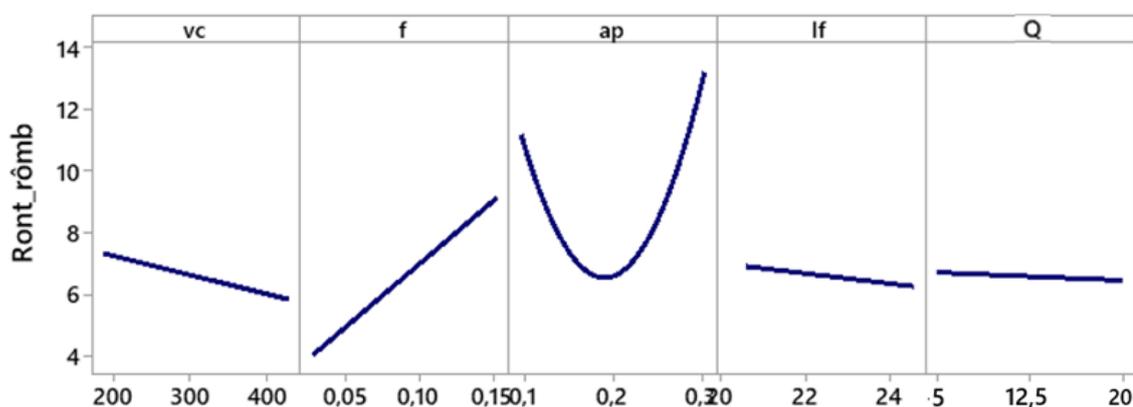
Fonte: Elaboração própria

4.2.2.2. Análise dos efeitos principais

Em relação aos efeitos principais das variáveis de controle, verifica-se na Figura 61 que, para $\alpha = 0,05$, apenas f apresentou significância estatística, com valor $- p = 0,000$ (o mesmo ocorreu ao usar a inserto redondo). O avanço apresentou efeito positivo sobre a esfericidade, ou seja, o aumento de f implicou no aumento do desvio de circularidade Ron_t . Ao contrário da análise realizada usando-se o inserto redondo, aqui o raio de ponta da ferramenta é bem menor (0,8 mm). Ao avançar mais com a ferramenta tem-se um maior distanciamento entre os perfis circulares resultantes da usinagem, que podem ter conferido maior heterogeneidade ao perfil esférico.

Em relação aos efeitos quadráticos das variáveis de processo, apenas a_p apresentou significância estatística ($valor - p = 0,000$) com concavidade voltada para cima, ou seja, com comportamento de ponto de mínimo. Nos níveis mais baixos até o nível central, a contribuição da profundidade de usinagem em Ron_t foi negativa, tornando melhor esfericidade do componente. A partir de 0,2 mm, a_p contribui para a piora dessa característica. Durante a usinagem quanto maior a profundidade de usinagem, mais a ferramenta penetra na peça, gerando cavacos de largura maior, exigindo mais força para quebra e remoção dos mesmos. Possivelmente, o aumento da força de usinagem a partir de $a_p = 0,2$ mm prejudicou a esfericidade de peça usinada.

Figura 61 -Gráfico de efeito linear para $Ron_{t_{rômb}}$



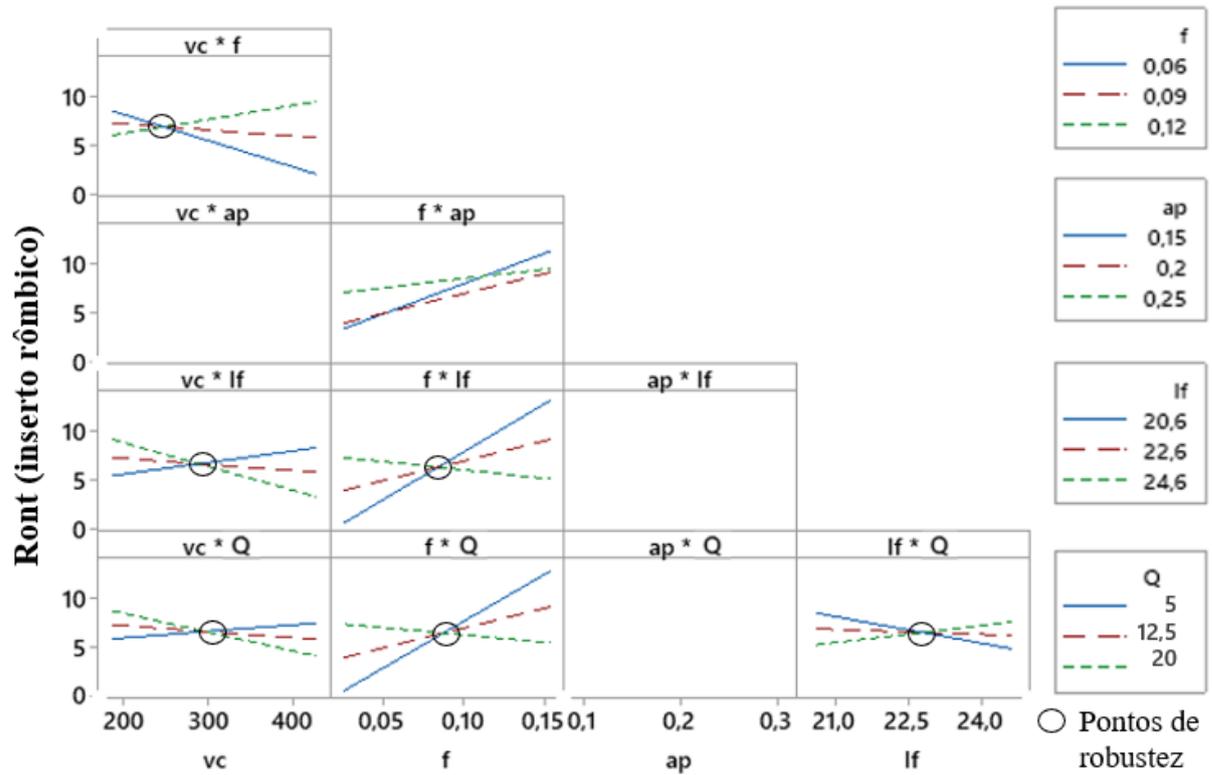
Fonte: Elaboração própria

4.2.2.3. Análise dos efeitos das interações

As interações entre as variáveis de processo e entre as variáveis de processo e ruído podem ser vistas na Figura 62.

Dentre às interações entre as variáveis de controle, $v_c \times f$ e $f \times a_p$ apresentaram significância estatística, com $valor - p = 0,001$ e $0,037$. Para a primeira interação observou-se que em velocidades altas e avanços baixos o desvio de circularidade tornou-se menor no torneamento esférico das cabeças femorais. Interessa observar que a magnitude de Ron_t dobrou com a inserto redondo. Quanto à segunda interação, é provável que a profundidade de usinagem tenha reduzido a força passiva de usinagem, não prejudicando a forma esférica do componente. Este efeito somado ao baixo avanço da ferramenta de corte reduziram o desvio de circularidade da peça usinada melhorando sua esfericidade.

As interações entre as variáveis de processo e as variáveis de ruído $v_c \times l_f$, $v_c \times Q$, $f \times l_f$ e $f \times Q$ também apresentaram significância estatística. A respeito da interação $v_c \times l_f$, estando a peça com menor comprimento em balanço, o aumento da velocidade de corte melhorou a esfericidade do componente. Em velocidades médias, o balanço da peça não influencia a esfericidade. Uma possível explicação para a segunda interação, $v_c \times Q$, diz respeito ao fluido de corte que, em sua máxima vazão, possivelmente possa ter mitigado o impacto da temperatura de corte e, assim, pode-se trabalhar com a velocidade em seu maior nível. Para a interação $f \times l_f$, a maior fixação do corpo de prova mostrou que pode atenuar o efeito do avanço sobre a qualidade de forma da peça. A interação $f \times Q$ mostrou ser possível em baixos avanços alcançar excelente esfericidade com menos quantidade de fluido refrigerante durante a usinagem, trazendo benefícios como a redução de custos na compra e tratamento de fluidos de corte e menor impacto ambiental. Da mesma forma, na interação $l_f \times Q$, com maior estabilidade da peça e com baixa vazão de fluido de corte pode-se alcançar boa esfericidade do componente.

Figura 62 - Gráfico de interações para $Ron_{t_{rômb}}$ 

Fonte: Elaboração própria

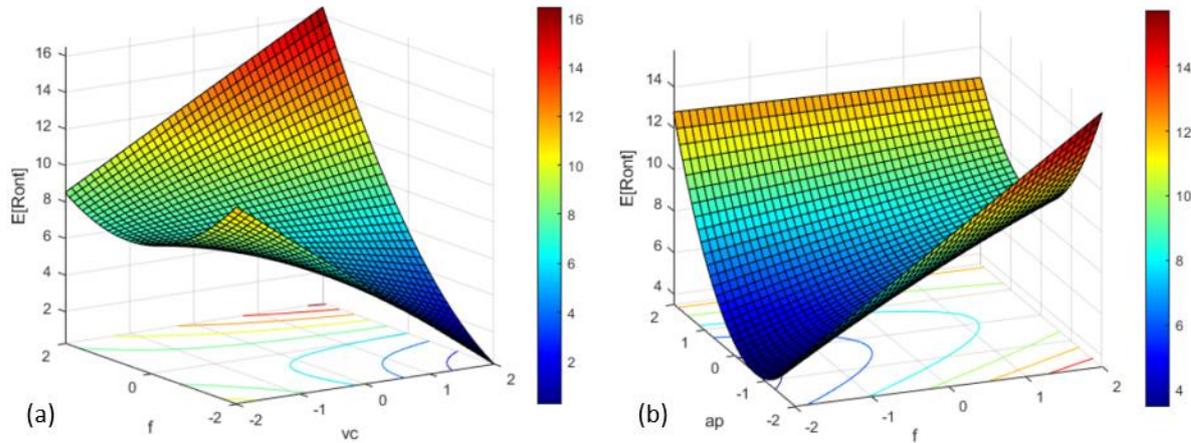
4.2.2.4. Derivação das equações de média e variância

Os modelos para média e para variância de $Ron_{t_{rômb}}$ são expressos na Equação 31 e na Equação 32, respectivamente. A Figura 63 e a Figura 64 plotam as superfícies de resposta sob diferentes perspectivas.

$$E[Ron_{t_{rômb}}(\mathbf{x}, \mathbf{z})] = 6,548 - 0,356v_c + 1,226f + 0,485a_p + 1,278a_p^2 + 1,171v_c \times f - 0,649f \times a_p \quad (31)$$

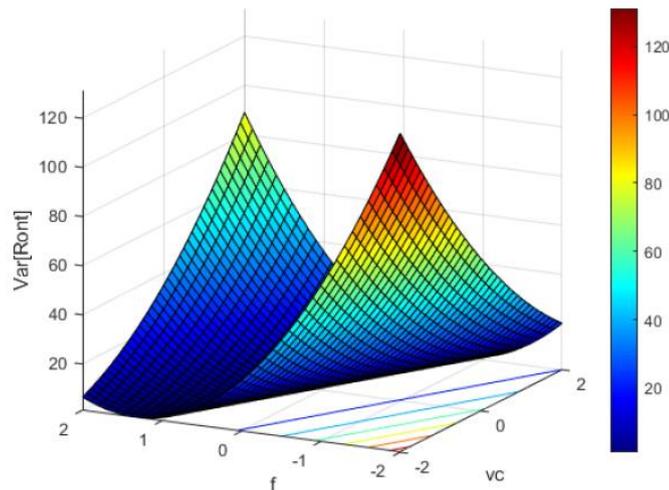
$$Var[Ron_{t_{rômb}}(\mathbf{x}, \mathbf{z})] = 2,264 - 3,598v_c - 6,99f + 3,109v_c^2 + 11,735f^2 + 12,075v_c \times f \quad (32)$$

Figura 63 - Superfícies de resposta para $E[Ron_t]$ em μm , inserto rômico, $\mathbf{x}_{fixo} = \mathbf{x}_{center\ point}$



Fonte: Elaboração própria

Figura 64 - Superfícies de resposta para $\text{Var}[Ron_t]$ em μm^2 , inserto rômico, $\mathbf{x}_{fixo} = \mathbf{x}_{center\ point}$



Fonte: Elaboração própria

Percebe-se na Figura 63 (a) o efeito positivo da interação entre velocidade de corte alta e avanço baixo na circularidade da peça, cujos valores foram bem menores que $10\ \mu\text{m}$. A interação entre profundidade de usinagem média e avanço baixo, Figura 63 (b), também contribuiu para diminuir os desvios de circularidade.

Por fim, há uma região de variância mínima para a circularidade na interação não proporcional entre a velocidade de corte e o avanço, ou seja, na velocidade de corte alta e avanço baixo ou vice-versa.

4.3 Otimização robusta

Apesar dos resultados de R_a obtidos com o inserto redondo terem se mostrado menores que os obtidos com o inserto rômbo (Figura 40), usando-se a ferramenta redonda não foi possível atender à restrição de esfericidade delimitada nesta investigação. Neste cenário a investigação seguiu com a otimização do processo de torneamento usando-se apenas o inserto rômbo.

Realizadas a otimização individual da média e da variância de $R_{a_{rômbo}}$ (Equações 24 e 25, respectivamente) e $Ron_{t_{rômbo}}$ (Equações 27 e 28, respectivamente), suas matrizes *pay-off* Φ são apresentadas na Tabela 14 e na Tabela 15. As equações normalizadas para a esperança e média de $R_{a_{rômbo}}$ e $Ron_{t_{rômbo}}$ podem ser vistas nas Equações 33, 34, 35 e 36.

Tabela 14 - Matriz pay-off para $E[R_{a_{rômbo}}] \times Var[R_{a_{rômbo}}]$

$E[R_{a_{rômbo}}]$	0,3334	0,5083
$Var[R_{a_{rômbo}}]$	0,0300	0,0175

Fonte: Elaboração própria

Tabela 15 - Matriz pay-off para $E[Ron_{t_{rômbo}}] \times Var[Ron_{t_{rômbo}}]$

$E[Ron_{t_{rômbo}}]$	2,7433	6,8266
$Var[Ron_{t_{rômbo}}]$	15,9203	1,2231

Fonte: Elaboração própria

$$\overline{E[R_{a_{rômbo}}]} = \frac{E[R_{a_{rômbo}}] - E^*[R_{a_{rômbo}}]}{E^{PN}[R_{a_{rômbo}}] - E^*[R_{a_{rômbo}}]} = \frac{E[R_{a_{rômbo}}] - 0,3334}{0,1750} \quad (33)$$

$$\overline{Var[R_{a_{rômbo}}]} = \frac{Var[R_{a_{rômbo}}] - Var^*[R_{a_{rômbo}}]}{Var^{PN}[R_{a_{rômbo}}] - Var^*[R_{a_{rômbo}}]} = \frac{Var[R_{a_{rômbo}}] - 0,0175}{0,0125} \quad (34)$$

$$\overline{E[Ron_{t_{rômbo}}]} = \frac{E[Ron_{t_{rômbo}}] - E^*[Ron_{t_{rômbo}}]}{E^{PN}[Ron_{t_{rômbo}}] - E^*[Ron_{t_{rômbo}}]} = \frac{E[Ron_{t_{rômbo}}] - 2,7433}{4,0833} \quad (35)$$

$$\begin{aligned}\overline{Var[Ron_{t_{r\hat{o}mb}}]} &= \frac{Var[Ron_{t_{r\hat{o}mb}}] - Var^*[Ron_{t_{r\hat{o}mb}}]}{Var^{PN}[Ron_{t_{r\hat{o}mb}}] - Var^*[Ron_{t_{r\hat{o}mb}}]} \\ &= \frac{Var[Ron_{t_{r\hat{o}mb}}] - 1,2231}{15,9203}\end{aligned}\quad (36)$$

Conforme formulação do método da Interseção Normal à Fronteira, o problema de otimização é exposto na Equação 37. O qual limitou a esfericidade (ou desvio de circularidade) do componente a 10 μm , conforme regula a norma ISO 7206-2:2011 para superfícies de rolamento redondo de metal ou cerâmica em conjunto com um componente acetabular de polietileno. A restrição pode ser matematicamente expressa conforme Equação 38, na qual aproxima-se a esperança modelada de Ron_t à sua utopia ao mesmo tempo em que se minimiza sua respectiva variância.

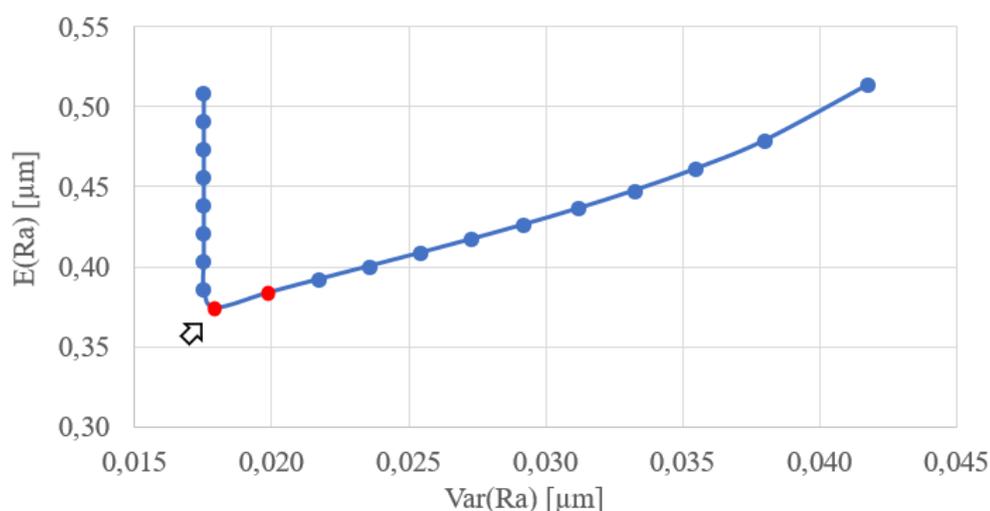
$$\begin{aligned}Min \overline{E[R_a]} \\ \text{sujeito a: } \quad \overline{E[R_a]} - \overline{Var[R_a]} + 2w_{Var[R_a]} - 1 = 0 \\ \mathbf{x}^T \mathbf{x} \leq \rho^2 \\ MSE[Ron_t] \leq 10\end{aligned}\quad (37)$$

$$MSE[Ron_t] = [E(Ron_t) - E^*[Ron_t] + Var(Ron_t)] \quad (38)$$

O método NBI, considerando o espaço amostral CCD para as variáveis de processo e a restrição relativa à esfericidade do componente, foi implementado por meio do algoritmo de otimização GRG (Gradiente Reduzido Generalizado).

Como pode ser visto na Figura 65 e na Tabela 16, existe uma faixa para as variáveis de controle em que o processo possui uma região de baixa variância ($< 0,02$). A média de $R_{a_{r\hat{o}mb}}$ varia de 0,37 μm a 0,51 μm e a variância de $R_{a_{r\hat{o}mb}}$ variou de 0,018 μm^2 a 0,42 μm^2 .

Tendo em mente que um dos objetivos desta tese é tornar o processo robusto e entregar o componente em uma condição de alta de qualidade, de modo que o próximo processo de acabamento necessite de menos trabalho, esta investigação chegou a uma solução ótima, realçada em vermelho e por uma seta na Figura 65.

Figura 65 - Fronteira de Pareto para $E[R_{arômb}] \times Var[R_{arômb}]$ 

Fonte: Elaboração própria

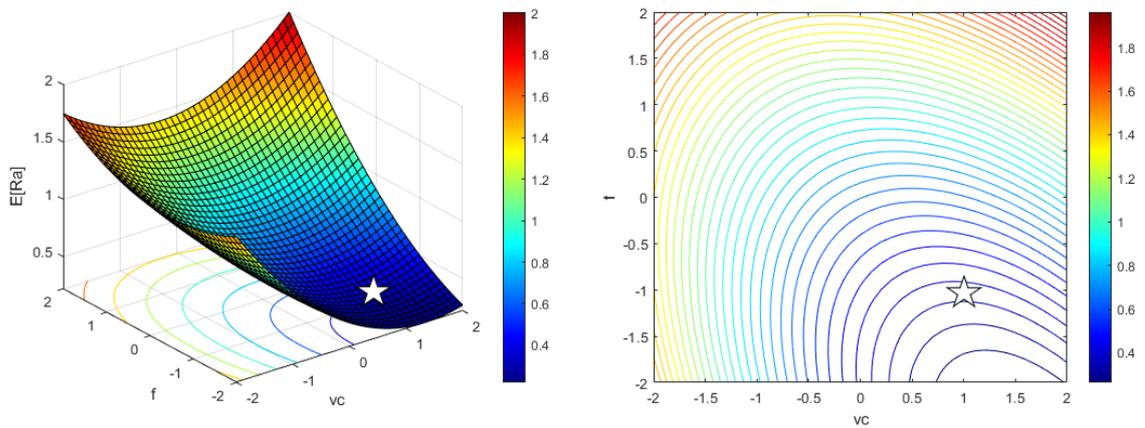
Tabela 16 - Resultados da otimização entre $E[R_{arômb}] \times Var[R_{arômb}]$ pelo método NBI

Pontos da fronteira	Peso	Variáveis de controle			Variáveis de controle			Respostas			
		codificadas			decodificadas						
		v_c	f	a_p	v_c	f	a_p	$E[R_a]$	$Var[R_a]$	$E[Ron_t]$	$Var[Ron_t]$
1	0,00	0,93	-0,68	-0,02	361	0,07	0,20	0,51	0,018	4,62	4,17
2	0,05	0,95	-0,73	-0,13	362	0,07	0,19	0,49	0,018	4,40	4,67
3	0,10	0,83	-0,75	-0,17	355	0,07	0,19	0,47	0,018	4,47	5,72
4	0,15	0,79	-0,79	-0,26	353	0,07	0,19	0,46	0,018	4,39	6,71
5	0,20	0,89	-0,86	-0,41	359	0,06	0,18	0,44	0,018	4,07	6,94
6	0,25	0,86	-0,91	-0,50	357	0,06	0,17	0,42	0,018	4,01	8,04
7	0,30	0,89	-0,96	-0,62	358	0,06	0,17	0,40	0,018	3,87	8,74
8	0,35	0,95	-1,01	-0,74	362	0,06	0,16	0,39	0,018	3,69	9,11
9	0,40	0,98	-1,00	-0,93	364	0,06	0,15	0,37	0,018	3,87	8,73
10	0,45	0,95	-0,92	-1,04	362	0,06	0,15	0,38	0,020	4,32	7,52
11	0,50	0,94	-0,87	-1,09	362	0,06	0,15	0,39	0,022	4,57	6,65
12	0,55	0,95	-0,82	-1,12	362	0,07	0,14	0,40	0,024	4,77	5,89
13	0,60	0,96	-0,78	-1,15	362	0,07	0,14	0,41	0,025	4,93	5,22
14	0,65	0,97	-0,74	-1,16	363	0,07	0,14	0,42	0,027	5,07	4,59
15	0,70	0,99	-0,70	-1,17	364	0,07	0,14	0,43	0,029	5,19	4,01
16	0,75	1,01	-0,66	-1,18	365	0,07	0,14	0,44	0,031	5,30	3,46
17	0,80	1,03	-0,62	-1,17	367	0,07	0,14	0,45	0,033	5,40	2,94
18	0,85	1,07	-0,57	-1,17	369	0,07	0,14	0,46	0,035	5,49	2,44
19	0,9	1,11	-0,52	-1,15	371	0,07	0,14	0,48	0,038	5,58	1,95
20	0,95	1,19	-0,44	-1,10	376	0,08	0,14	0,51	0,042	5,68	1,40

Fonte: Elaboração própria

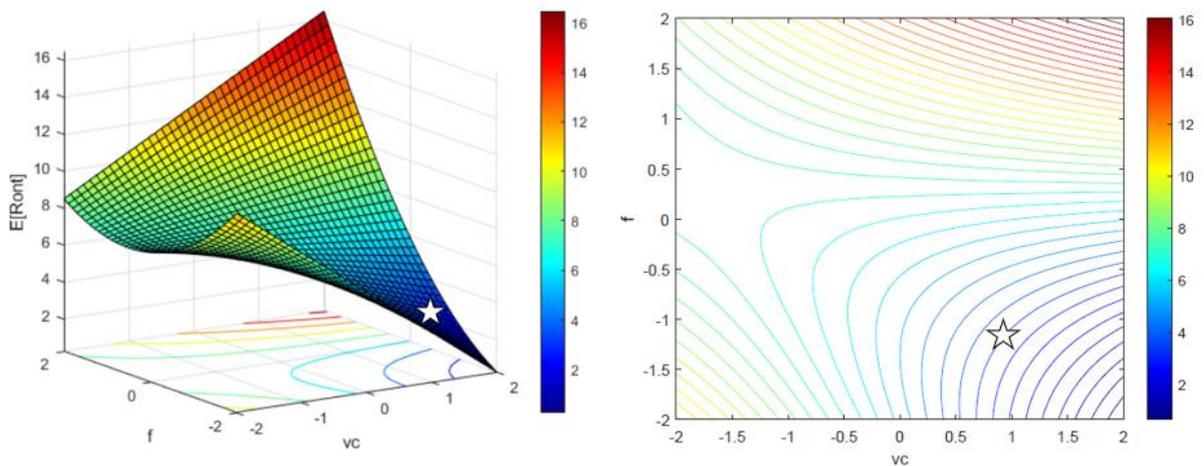
A solução ótima também pode ser vista nos gráficos de contorno e nas superfícies para média e variância das respostas conforme ilustrado na Figura 66 e na Figura 67. Nelas, a solução ótima é realçada por uma estrela, cujas coordenadas são combinação ótima entre as variáveis de controle v_c , f e a_p que minimizaram a rugosidade R_a respeitando o limite especificado para a circularidade Ron_t .

Figura 66 - Superfície de resposta e gráfico de contorno para $E[R_a]$, par $v_c \times f$



Fonte: Elaboração própria

Figura 67 - Superfície de resposta e gráfico de contorno para $E[Ron_t]$, par $v_c \times f$



Fonte: Elaboração própria

4.3. Confirmação

No intuito de avaliar a robustez da solução ótima em relação aos efeitos das variáveis de ruído, valores para l_f e Q foram definidos de forma aleatória entre os níveis experimentais. Os ensaios de confirmação foram realizados segundo os níveis ótimos das variáveis de controle provenientes da otimização. Dois pontos ótimos foram selecionados e dez corpos de prova foram preparados para a confirmação. Os primeiros cinco foram usinados com $v_c = 364 \text{ m/min}$, $f = 0,06 \text{ mm/rev}$ e $a_p = 0,15 \text{ mm}$ (primeiro ponto de ótimo) e os outros cinco, com $v_c = 362 \text{ m/min}$, $f = 0,06 \text{ mm/rev}$ e $a_p = 0,15 \text{ mm}$ (segundo ponto de ótimo), aleatorizados entre os níveis experimentais. Os resultados obtidos após a medição são discriminados na Tabela 17.

Tabela 17 - Ensaios de confirmação

Ordem padrão	v_c (m/min)	f (mm/rev)	a_p (mm)	l_f (mm)	Q (l/min)	$R_{a_{r\hat{o}mb}}$ (μm)	$R_{on_{t_{r\hat{o}mb}}}$ (μm)
1	364	0,06	0,15	24,6	12,5	0,263	3,865
2	364	0,06	0,15	20,6	12,5	0,333	4,880
3	364	0,06	0,15	22,6	20,0	0,277	3,973
4	364	0,06	0,15	24,6	20,0	0,235	4,960
5	364	0,06	0,15	22,6	5,0	0,265	5,090
6	362	0,06	0,15	22,6	5,0	0,327	3,525
7	362	0,06	0,15	22,6	5,0	0,288	3,935
8	362	0,06	0,15	22,6	12,5	0,193	9,295
9	362	0,06	0,15	20,6	12,5	0,335	5,890
10	362	0,06	0,15	24,6	20,0	0,228	6,805

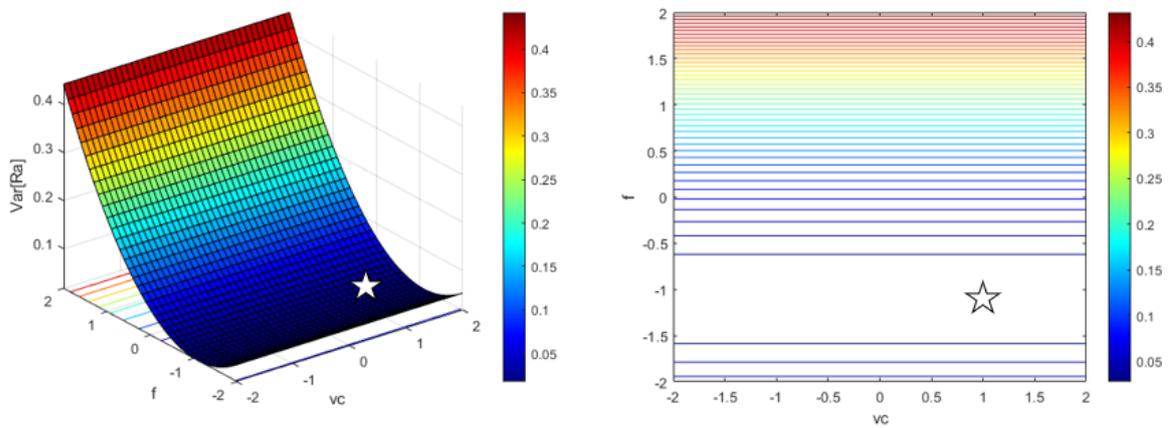
Fonte: Elaboração própria

A partir dos resultados da confirmação estimou-se um modelo de regressão para avaliar se os efeitos das variáveis de ruído foram significativos. Os valores $-p$ obtidos para $E[R_{a_{r\hat{o}mb}}]$ e $Var[R_{a_{r\hat{o}mb}}]$ em relação à l_f e Q são resumidos na Tabela 18. Para $\alpha = 0,05$, a robustez de $R_{a_{r\hat{o}mb}}$, em relação às duas variáveis de ruído, foi confirmada, l_f com $valor - p = 0,134$, Q com $valor - p = 0,841$ e $l_f \times Q$ com $valor - p = 0,853$. Verifica-se também que todos os resultados obtidos nos ensaios de confirmação estão abaixo da média prevista na otimização, $E[R_a] = 0,375 \mu\text{m}$. Adicionalmente, o menor valor alcançado, $R_a = 0,19 \mu\text{m}$, compara-se ao valor mínimo obtido por Galanis e Manolakos (2010c) com *High Speed Machining*, $R_a = 0,18 \mu\text{m}$.

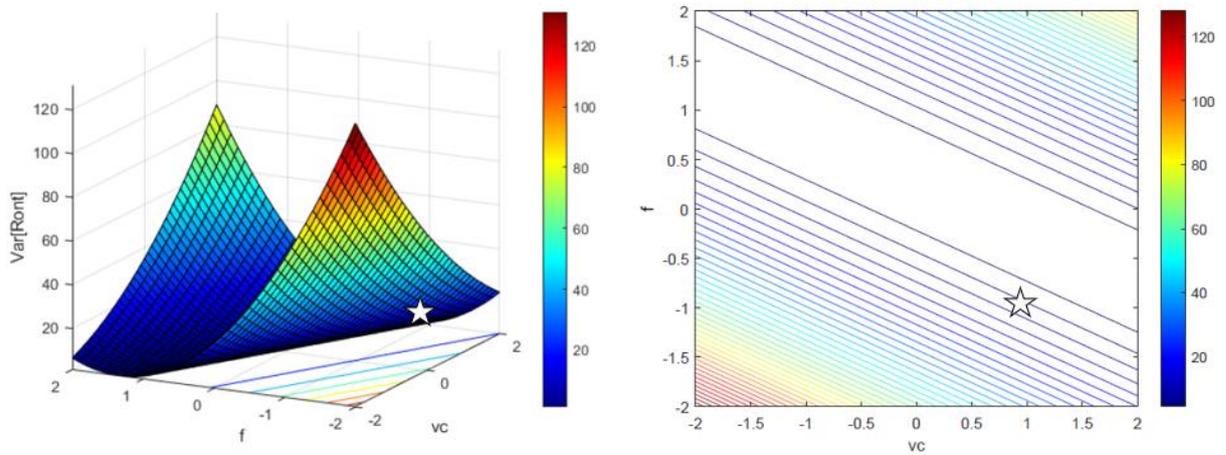
Tabela 18 - Significância das variáveis de ruído nos ensaios de confirmação pela ANOVA

Termo	Valor-P
Constante	0,033
l_f	0,134
Q	0,841
$l_f \times Q$	0,853

Fonte: Elaboração própria

Figura 68 - Superfície de resposta e gráfico de contorno para $Var[R_a]$, par $v_c f$ 

Fonte: Elaboração própria

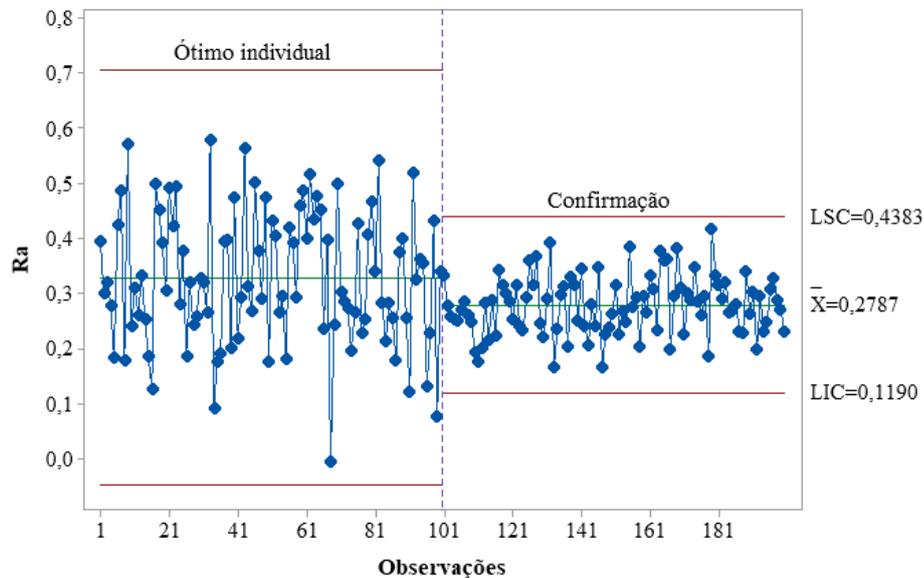
Figura 69 - Superfície de resposta e gráfico de contorno para $Var[Ron_t]$, par $v_c f$ 

Fonte: Elaboração própria

Por fim, a solução ótima e robusta foi destacada em gráficos de contorno e superfície na Figura 68 e na Figura 69. Na superfície da média, a solução ótima está na região de rugosidade mínima. Na superfície da variância, a solução ótima está na região de robustez (variância mínima).

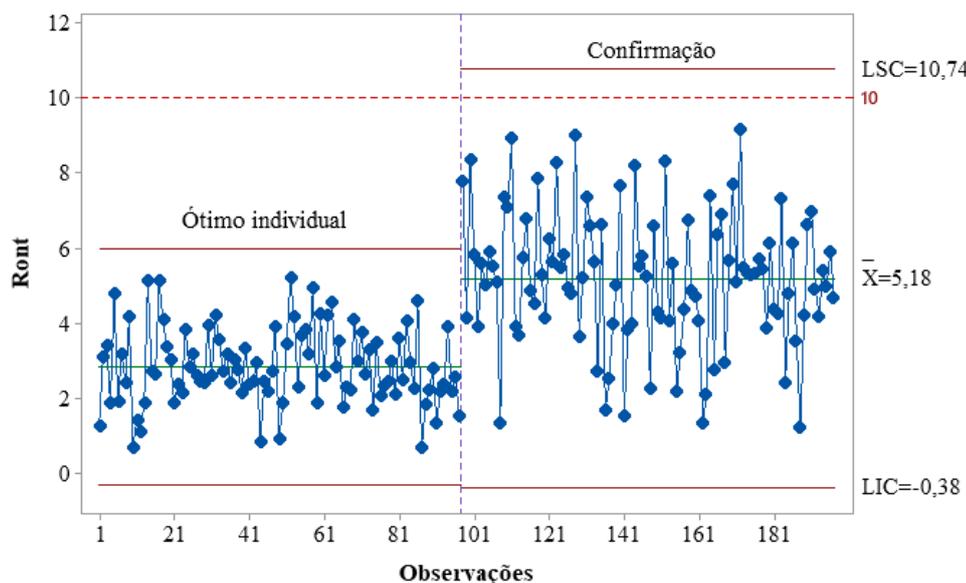
Com base na média e desvio padrão obtidos na otimização individual do inserto rômbo e de posse dos resultados da confirmação, 100 valores foram gerados aleatoriamente. A robustez alcançada no processo pode ser ilustrada nas cartas de controle expostas na Figura 70 e na Figura 71. Observa-se na Figura 70 que os valores obtidos para a média e variância da rugosidade foram menores nos experimentos de confirmação que os obtidos na otimização individual. Na Figura 71, o desvio de circularidade total teve sua média e variância aumentados para priorização da rugosidade no problema de otimização. Ainda assim, os valores obtidos para esta característica não ultrapassaram o limite especificado pela norma competente de $10 \mu m$.

Figura 70 - Carta de controle para R_a considerando inserto rômbo e os ensaios de confirmação



Fonte: Elaboração própria

Figura 71 - Carta de controle para Ron_t considerando inserto rômbo e os ensaios de confirmação

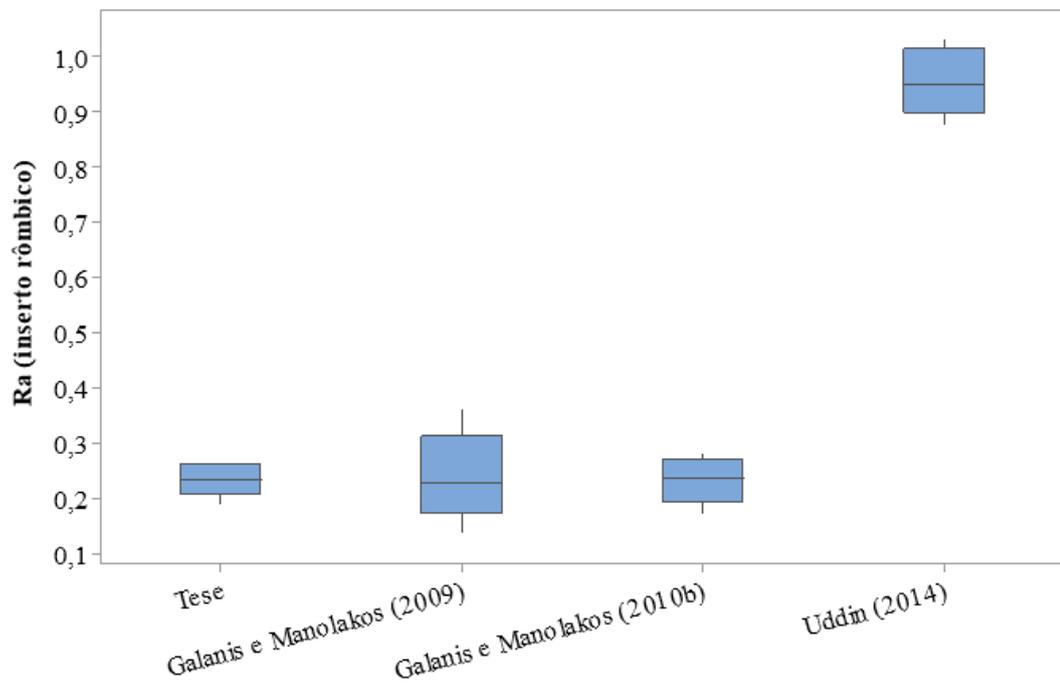


Fonte: Elaboração própria

Adicionalmente, os cinco melhores resultados de R_a e Ron_t obtidos neste trabalho e pela literatura foram plotados conforme Figura 72 e Figura 73. O presente trabalho alcançou valores de rugosidade próximos aos obtidos por Galanis e Manolakos (2009) usando *High Speed*. Esta investigação também foi capaz de atender a característica de esfericidade das cabeças femorais logo na etapa 1 de quatro etapas necessárias na fabricação de uma cabeça femoral.

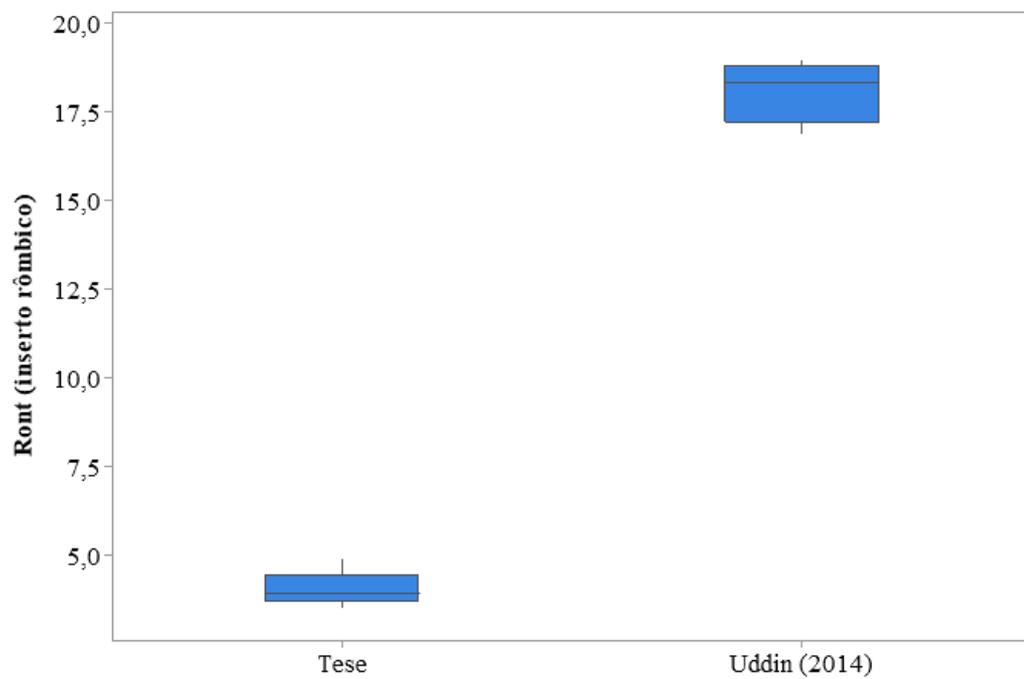
Por fim, os resultados discutidos inicialmente descreveram a aplicação da Metodologia de Superfície de Resposta e do Projeto de Parâmetros Robustos na modelagem e análise da rugosidade e circularidade de cabeças femorais de aço inoxidável ABNT 316L usinadas com dois insertos de geometria diferentes. Os resultados apontaram para a escolha do inserto de formato rômbo. Na sequência, os resultados discutidos descreveram a aplicação dos métodos Erro Quadrático Médio e Interseção Normal à Fronteira na otimização robusta do torneamento esférico das cabeças femorais para artroplastia de quadril e compararam os valores obtidos por esta tese aos obtidos pela literatura.

Figura 72 - Comparativo dos melhores cinco resultados de R_a obtidos por esta investigação e pela literatura



Fonte: Elaboração própria

Figura 73 - Comparativo dos melhores cinco resultados de R_{on_t} obtidos por esta investigação e pela literatura



Fonte: Elaboração própria

5. CONCLUSÕES

5.1. Conclusões gerais

A partir dos resultados obtidos nesta tese, conclui-se que os objetivos desta investigação foram atendidos. Por meio do Projeto de Parâmetros Robustos e da Metodologia de Superfície de Resposta, o inserto rômbo foi a melhor escolha para o torneamento de cabeças femorais, gerando componentes com qualidade superficial e de forma simultaneamente. Como previsto, as variáveis de ruído adotadas possuíam efeitos significativos nas respostas avaliadas e foi possível alcançar a robustez das mesmas.

A partir dos objetivos específicos enumerados no Capítulo 1, as seguintes considerações podem ser estabelecidas:

- Inserto redondo
 1. A menor rugosidade foi alcançada, $R_a = 0,24 \mu\text{m}$, quando $v_c = 365 \text{ m/min}$, $f = 0,06 \text{ mm}$ e $a_p = 0,25 \text{ mm}$. A melhor esfericidade, $Ron_t = 5,10 \mu\text{m}$, ocorreu quando $v_c = 250 \text{ m/min}$, $f = 0,12 \text{ mm}$ e $a_p = 0,25 \text{ mm}$;
 2. O modelo matemático desenvolvidos pela RSM para R_a mostraram boa capacidade de explicação com coeficiente de determinação $R^2_{ajust} = 77,62\%$. Para Ron_t , o resultado estatístico apresentou $R^2_{ajust} = 82,59\%$;
 3. A análise do comportamento do torneamento sob o ponto de vista dos efeitos principais e das interações entre as variáveis, permitiu visualizar os conflitos de interesse existente entre as múltiplas variáveis de controle e de ruído. Para a resposta R_a , duas variáveis de controle e uma variável de ruído apresentaram efeito significativo. São elas: v_c , f e l_f . A qualidade superficial tornou-se melhor com o aumento da velocidade de corte, do avanço aumentou até o ponto central, e quando o corpo de prova foi mais fixado, com menor balanço. A respeito de Ron_t , apenas a variável de controle f apresentou significância estatística. O desvio de forma do componente tornou-se menor com o aumento do avanço;
 4. No que diz respeito ao efeito das interações entre as variáveis de controle, a interação $v_c \times a_p$ apresentou significância estatística sobre R_a e a interação $v_c \times f$ sobre Ron_t ;

5. Observou-se que a interação entre variáveis de controle e variáveis de ruído provocaram efeito significativo sobre as respostas. São ela: $f \times l_f$ sobre R_a e $v_c \times Q$, $f \times l_f$ e $a_p \times l_f$ sobre Ron_t ;

6. A partir dos modelos obtidos para a média e variância de Ron_t , observou-se nas superfícies de resposta que usando-se a ferramenta redonda não foi possível atender à restrição de esfericidade delimitada nesta investigação.

- Inseto rômboico

1. A menor rugosidade alcançada foi $R_a = 0,38 \mu m$, quando $v_c = 365 m/min$, $f = 0,06 mm$ e $a_p = 0,15$ e $0,25 mm$. A melhor esfericidade, $Ron_t = 4,21 \mu m$, ocorreu quando $v_c = 365 m/min$, $f = 0,06 mm$ e $a_p = 0,15 mm$;

2. O modelo matemático desenvolvido pela RSM para R_a mostrou boa capacidade de explicação com $R^2_{ajust} = 88,11\%$. Para Ron_t , o modelo apresentou $R^2_{ajust} = 89,34\%$;

3. Para a resposta R_a , apresentaram efeito significativo f e l_f . A qualidade superficial melhorou com a diminuição do avanço e quando o corpo de prova foi fixado com menor balanço. Para Ron_t , apenas a variável de controle f apresentou significância. A esfericidade tornou-se melhor com a diminuição do avanço;

4. No que diz respeito aos efeitos quadráticos e interações entre as variáveis de controle, $f \times f$, $v_c \times v_c$, $v_c \times f$, $v_c \times a_p$ apresentaram significância estatística sobre R_a e $a_p \times a_p$, $v_c \times f$ e $f \times a_p$ sobre Ron_t ;

5. Observou-se que a interação entre as variáveis de controle e de ruído $v_c \times l_f$, $v_c \times Q$, $f \times l_f$, $f \times Q$ e $l_f \times Q$ provocaram efeito significativo sobre R_a e $f \times l_f$, $f \times Q$, $a_p \times l_f$ e $l_f \times Q$ sobre Ron_t ;

6. Verificou-se que a vazão do fluido de corte não influenciou no acabamento superficial quando o corpo de prova foi fixado no menor balanço, apontando para a sustentabilidade do processo;

7. Conseguiu-se boa qualidade geométrica com pouco fluido de corte quando a velocidade de corte estava alta. Efeito positivo do ponto de vista econômico e ambiental já que os custos com fluido de corte, bem como seu impacto ao meio ambiente, podem ser reduzidos;

8. A otimização entre média e variância de R_a foi realizada através do método da interseção normal à fronteira limitando-se R_{on_t} a $10 \mu m$. Foram obtidos $E[R_a] = 0,37 \mu m$ e $Var[R_a] = 0,018 \mu m^2$, $E[R_{on_t}] = 3,87 \mu m$ e $Var[R_{on_t}] = 8,73 \mu m^2$ com níveis robustos das variáveis de processo $v_c = 364 m/min$, $f = 0,06 mm/rev$ e $a_p = 0,15 mm$;

9. Os ensaios de confirmação foram realizados para duas soluções Pareto ótimas e foi confirmada a robustez em relação às duas variáveis de ruído sob investigação, l_f e Q . Ou seja, foram encontrados os níveis das variáveis de processo que chegaram nas respostas com mínima sensibilidade em relação às variáveis de ruído.

5.2. Contribuições do trabalho

Este estudo forneceu informações importantes sobre a contribuição das variáveis de controle na rugosidade e esfericidade de cabeças femorais no torneamento com inserto redondo (recomendação do fabricante) e rômboico (utilizada na literatura).

Além da comparação realizada a respeito do desempenho das ferramentas, a principal contribuição deste trabalho consiste na otimização robusta do torneamento de cabeças femorais em termos do acabamento superficial, garantindo que a esfericidade do componente permaneça dentro da especificação do processo de torneamento esférico: Etapa 1 de 4 etapas da cadeia de processos (Etapa 1 de 4 etapas), como foi mostrado na Figura 21.

A seguir, alguns aspectos positivos e inovadores podem ser destacados:

1. A utilização do inserto redondo recomendada pelo fabricante e ainda não exposta na literatura do assunto;
2. A comparação entre os insertos formato ISO redondo e rômboico;
3. O estudo do torneamento de cabeças femorais no aço ABNT 316L, utilizando um arranjo combinado, considerando, além das variáveis de processo, o comprimento fixado do corpo de prova e a vazão do fluido de corte como variáveis de ruído;
4. Considerando a longa cadeia de processo para entregar o componente femoral com os requisitos mínimos de qualidade, a esfericidade exigida pela norma foi alcançada logo no início da cadeia de fabricação ao mesmo tempo em que a qualidade superficial adequada a esta etapa da fabricação foi obtida.

5.3. Sugestões para estudos futuros

Considerando as delimitações deste trabalho, para estudos futuros sugere-se avaliar:

1. Os efeitos das variáveis de ruído em cabeças femorais maiores;
2. O torneamento em outros materiais, como a cerâmica;
3. O desgaste dos insertos conforme altera-se os parâmetros do processo;
4. A vibração durante o processo de torneamento;
5. A força de usinagem ao longo da trajetória esférica;
6. A tolerância dimensional do componente.

REFERÊNCIAS

AFFATATO, S. Contemporary designs in total hip arthroplasty (THA). Em: Perspectives in Total Hip Arthroplasty, p. 46–64. 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1533/9781782420392.1.46>

Agência Brasil. Disponível em: <<https://agenciabrasil.ebc.com.br/geral/noticia/2017-11/profissionais-offshore-contam-desafio-de-trabalhar-e-descansar-240-km-da-costa>>. Acesso em: 11 nov. 2021.

AKINBINU, V. A. Prediction of fracture gradient from formation pressures and depth using correlation and stepwise multiple regression techniques. Journal of Petroleum Science and Engineering, v. 72, n. 1–2, p. 10–17, 2010.

ALLAHVERDIZADEH, N. *et al.* An experimental and numerical study for the damage characterization of a Ti-6AL-4V titanium alloy. International Journal of Mechanical Sciences, v. 93, p. 32–47, 2015.

ALVIM, A.C., FERREIRA, J.R. e PEREIRA, R.B.D. The enhanced normalized normal constraint approach to multi-objective robust optimization in helical milling process of AISI H13 hardened with crossed array. Int J Adv Manuf Technol, v. 119, p. 2763–2784, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00170-021-08259-w>

ANATOMY NEXT. Disponível em: https://anatomy.app/?gad=1&gclid=Cj0KCQjw7JOpBhCfARIsAL3bobfTYSV8B1TIryORuU1XgX-312go1xoKX-eDGL79lxEIDpXP713NUGkaAjavEALw_wcB. Acesso em: 10 out. 2023.

ARRUDA, E. M. *et al.* Robust optimisation of surface roughness of AISI H13 hardened steel in the finishing milling using ball nose end mills. Precision Engineering, v. 60, p. 194-214, 2019.

ANDRADE, D. P. *et al.* Titanium–35niobium alloy as a potential material for biomedical implants: In vitro study. Materials Science and Engineering: C, v. 56, p. 538-544, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.msec.2015.07.026>

ANSI/ASME B89.3.1-1972 (R2003). Measurement of Out-of-Roundness, 2003.

ARESTI, N. *et al.* Primary care management of postoperative shoulder, hip, and knee arthroplasty. BMJ (Online), v. 359, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1136/bmj.j4431>

ASRI, R. I. M. *et al.* Corrosion and surface modification on biocompatible metals: A review. Materials Science and Engineering C, v. 77, p. 1261-1274, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.msec.2017.04.102>

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING MATERIALS. ASTM F138 – 19. Standard Specification for Wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants (UNS S31673). Em: Annual Book of ASTM, 2019.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING MATERIALS. ASTM F2033-20. Standard Specification for Total Hip Joint Prosthesis and Hip Endoprosthesis Bearing Surfaces Made of Metallic, Ceramic, and Polymeric Materials. Annual Book of ASTM, 2020.

BANKES, M. K.; EMERY, R. J. H.; LONDON, E. Pioneers of shoulder replacement: Themistocles Gluck and Jules Emile Péan. *J Shoulder Elbow Surg*, v.4, p. 259-262, 1995.

BARNEY, J., PIUZZI, N. S., AKHONDI, H. Femoral Head Avascular Necrosis. Em: StatPearls [Internet], 2021. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31536264/>

BARBER, C. C. *et al.* A systematic review of the use of titanium versus stainless steel implants for fracture fixation. *OTA International: The Open Access Journal of Orthopaedic Trauma*, v. 4, n. 3, p. e138, 2021. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1097/OI9.0000000000000138>

BAURA, G. D. Total Hip Prostheses. Em: *Medical Device Technologies*. Elsevier, 2012. p. 381–404. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-374976-5.00018-9>

BOX, G. E. P. Off-line quality-control, parameter design, and the Taguchi method-discussion. *Journal of Quality Technology*, v. 17, n. 4, p. 189-190, 1985.

BOX, G. E. P.; WILSON, K. B. On the Experimental Attainment of Optimum Conditions. *Journal of the Royal Statistical Society. Series B (Methodological)*, v. 13, n.1, p. 1-45, 1951.

BRITO, T. G. *et al.* A normal boundary intersection approach to multiresponse robust optimization of the surface roughness in end milling process with combined arrays. *Precision Engineering*, v. 38, n. 3, p. 628-638, 2014.

BROWN, T. D.; BARTEL, D. L. What design factors influence wear behavior at the bearing surfaces in total joint replacements? *Journal of the American Academy of Orthopedic Surgeons*, v. 16, p. S101-S106, 2008.

CHARI, J.; KAMANGAR, A.; LONGFIELD, M. D. The optimum size of prosthetic heads in relation to the wear of plastic sockets in total replacement of the hip. Pergamon Press, 1969.

CHEN, Q.; THOUAS, G. A. Metallic implant biomaterials. *Materials Science and Engineering*, v. 87, p. 1–57, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.mser.2014.10.001>

CHO, M.-R.; CHOI, W. K.; KIM, J. J. Current Concepts of Using Large Femoral Heads in Total Hip Arthroplasty. *Hip & Pelvis*, v. 28, n. 3, p. 134, 2016.

CHOOPANI, Y.; KHAJEHZADEH, M.; RAZFAR, M. R. Optimal parameters of abrasive flow finishing for hip joint implants. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*, v. 235, n. 11, p. 1818–1831, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/0954405421995614>

COHEN, J. Biomaterials in Orthopedic Surgery, v.114, p. 31–41, 1967.

CRÚBEZY, E., MURAIL, P., GIRARD, L., BERNARDOU, J. P. False teeth of the Roman world. *Nature*, v. 391, 1998.

COSTA, N. R. P. Simultaneous optimization of mean and standard deviation. *Quality Engineering*, v. 22, n. 3, p. 140-149, 2010.

DAS, I., DENNIS, J.E. Normal-boundary intersection: A new method for generating the Pareto surface in nonlinear multicriteria optimization problems. *SIAM Journal on Optimization*, v. 8, n. 3, p. 631-657, 1998.

DAVIS, J. R. Metallic materials. *Handbook of Materials for Medical Devices*, ASM International, Materials Park, Ohio, p. 21–50, 2003.

DÖBBERTHIN, C., *et al.* Experimental analysis of the shape accuracy in electrochemical polishing of femoral heads for hip endoprosthesis. *Procedia Manufacturing*, v. 47, p. 719–724, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.promfg.2020.04.222>

DONALDSON A, MASSIHI A, CLARKE IC. Co-Cr head roughness and its effect on the wear of UHMWPE and XPLE cups. *Biocer Alt Bearing Joint Anth Cera Ortho*, p. 51–58, 2005.

DUMAS, M. *et al.* Interaction between a roughing and a finishing operation on the final surface integrity in turning. *4th CIRP Conference on Surface Integrity (CSI 2018)*, v. 71, p. 396-400, 2018.

EVERITT, B.; RENCHER, A. C. *Methods of Multivariate Analysis*, v. 45.

EXACTECH. BIOLOX ® delta. Disponível em: <https://www.exac.com/hip/biolox-delta/>
Acesso em: 14 out. 2023.

EYNON-LEWIS, N. J., FERRY, D., & PEARSE, M. F. Themistocles Gluck: An unrecognised genius. *British Medical Journal*, v. 305, n. 6868, p. 1534–1536, 1992. Disponível em: <https://doi.org/10.1136/bmj.305.6868.1534>

FOOD AND DRUG ADMINISTRATION. FDA. U.S. General Information about Hip Implants. Disponível em: <https://www.fda.gov/medical-devices/metal-metal-hip-implants/general-information-about-hip-implants#:~:text=Ceramic%2Don%2DPolyethylene%3A%20The,socket%20has%20a%20metal%20lining>

GADELMAWLA, E. S. *et al.* Roughness parameters. *Journal of Materials Processing Technology*, 123, 133-145, 2002.

GALANIS, N. I; MANOLAKOS, D. E. Finite Element Analysis of the Cutting Forces in Turning of Femoral Heads from AISI 316L Stainless Steel. *Proceedings of the World Congress on Engineering*, v. 2, 2014.

GALANIS, N. I; MANOLAKOS, D. E. Manufacturing and examination of metallic femoral heads. *AIP Conference Proceedings*, v. 1220, p. 67–77, 2010 a. Disponível em: <https://doi.org/10.1063/1.3366515>

GALANIS, N. I; MANOLAKOS, D. E. Surface roughness of manufactured femoral heads with high speed turning. *International Journal of Machining and Machinability of Materials*, v. 5, n. 4, p. 371–382, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.1504/IJMMM.2009.026898>

GALANIS, N. I; MANOLAKOS, D. E. Surface roughness prediction in turning of femoral head. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, v. 51, p. 79–86, 2010 b. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00170-010-2616-4>

GAUDÊNCIO, J. H. D. *et al.* A multiobjective optimization model for machining quality in the AISI 12L14 steel turning process using fuzzy multivariate mean square error. *Precision Engineering*, v. 56, p. 303-320, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.precisioneng.2019.01.001>

GISPERT M. P., SERRO A. P., COLACO R., PIRES E., SARAMAGO B. The effect of roughness on the tribological behavior of the prosthetic pair UHMWPE/TiN-coated stainless steel. *J Biomed Mater Res B App Biomat*, v. 84, n. 1, p. 98-107, 2008. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30849>

GLUCK T., REFERAT I. Jber die durch das moderne chirurgische Experiment gewonnenen positiven Resultate, betreffend die Naht und den Ersatz van Defecten hoerer Gewebe, sowie ~Jber die Verwerthung resorbirbarer und lebendiger Tampons in der Chirurgie. *Archiv for Klinische Chirurgie*, v. 4, p. 187-239, 1891.

GOMES, J. H. F. Método dos polinômios canônicos de misturas para otimização multi-objetivo. Tese (Pós-Graduação em Engenharia de Produção) – Universidade Federal de Itajubá. Itajubá, 2013.

GOYAL, T., BARIK, S., & GUPTA, T. Hip arthroscopy for sequelae of legg-calve-perthes disease: A systematic review. *Hip and Pelvis*, v. 33, p. 3–10, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.5371/hp.2021.33.1.3>

HALLAB, N. J.; JACOBS, J. J. Orthopedic Applications. *Biomaterials Science: An Introduction to Materials: Third Edition*. 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-087780-8.00073-5>

HAMILTON W. G. *et al.* THA With Delta Ceramic on Ceramic Results of a Multicenter Investigational Device Exemption Trial. *Clin Orthop Relat Res*, v. 468, p.358–366, 2010.

HERNIGOU, P. Smith-Petersen and early development of hip arthroplasty. *International Orthopaedics*, v. 38, n. 1, p. 193–198, jan. 2014.

IMHOF, H., CZERNY, C., GAHLEITNER, A. *et al.* Koxarthrose. *Radiologe*, v. 42, p. 416–431, 2002. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00117-002-0750-1>

INSTITUTO DE PESQUISA ECONÔMICA APLICADA. IPEA. Disponível em : https://portalantigo.ipea.gov.br/agencia/index.php?option=com_content&view=article&id=33875#:~:text=Dados%20divulgados%20pelo%20Instituto%20Brasileiro,da%20popula%C3%A7%C3%A3o%20brasileira%20at%C3%A9%202060 . Acesso em: 10 out. 2023.

INTERNATIONAL STANDARD ISO 4288:1996. Geometrical Product Specifications (GPS) – Surface Texture: Profile method – Rules and procedures for the assesment of surface texture.

INTERNATIONAL STANDARD ISO 7206-2. Implants for surgery-Partial and total hip joint prostheses-Part 2: Articulating surfaces made of metallic, ceramic and plastics materials.

JAMA. Clinical applications of Biomaterials. Biomaterials - Consensus Conference, v. 249, n. 8, p. 1050-1054, 1983.

JOHNSON, R. A.; WICHERN, D. W. Applied multivariate statistical analysis. Ed. 6. Prentice Hall, 2007.

KALADHAR, M.; VENKATA SUBBAIAH, K.; SRINIVASA RAO, C. H. Machining of austenitic stainless steels - A review. International Journal of Machining and Machinability of Materials Inderscience Publishers, 2012.

KAMEL, H. Modeling and simulation of a hip prosthesis implantation. The International Conference on Applied Mechanics and Mechanical Engineering, v. 18, n. 18, p. 1–12, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.21608/amme.2018.35024>

KEERATHIATTAYAKORN, S. *et al.* Out-of-roundness compensation technique in machining of femoral head prosthesis using conventional CNC machine. International Journal of Advanced Manufacturing Technology, v. 107, p. 2537–2545, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00170-020-05149-5>

KHAN, M.A.; WILLIAMS, R.L.; WILLIAMS, D.F. The corrosion behaviour of Ti–6Al–4V, Ti–6Al–7Nb and Ti–13Nb–13Zr in protein solutions, Biomaterials, v. 20, n. 7, p. 631-637, 1999. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(98\)00217-8](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(98)00217-8)

KHURI, A. Response Surface Methodology and Related Topics. World Scientific Publishing. Singapore, 2006.

KIKO, Y. *et al.* Three-dimensional foot trajectory in female patients with end-stage hip osteoarthritis during walking. Scientific Reports, v. 12, n. 1, 1 dez. 2022.

KNIGHT, S. R.; AUJLA, R.; BISWAS, S. P. Total Hip Arthroplasty – over 100 of operative history. Orthopedic Reviews, v. 3, p. e16, 2011.

KÖKSOY, O. Multiresponse robust design: Mean square error (MSE) criterion. Applied Mathematics and Computation, v. 175, p. 1716–1729, 2006.

KOSKUSUZ, F. (2016). Musculoskeletal Research and Basic Science. Ed.1. Springer, 2016.

KUMAR, N.; ARORA, N. C.; DATTA, B. Bearing surfaces in hip replacement - Evolution and likely future. Medical Journal Armed Forces India, v. 70, n. 4, p. 371–376, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.mjafi.2014.04.015>

KURTZ, S. *et al.* Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, v. 89, n. 4, p. 780–785, 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.2106/JBJS.F.00222>

LAURO, C. H.; FILHO, S. L. M. R.; BRANDÃO, L. C.; *et al.* Analysis of behaviour biocompatible titanium alloy (Ti-6Al-7Nb) in the micro-cutting. *Measurement*, v. 93, p. 529-540, 2016. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.measurement.2016.07.059>

LEARMONTH, I. D.; YOUNG, C.; RORABECK, C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet*, v. 70, p. 1508-1509, 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/S0140>

LIN, D. K. J.; TU, W. Dual response surface optimization. *Journal of Quality Technology*, v. 27, n. 1, p. 34-39, 1995.

LOGIST, F.; VAN IMPE, J. Novel insights for multi-objective optimisation in engineering using normal boundary intersection and (enhanced) normalised normal constraint. *Structural and Multidisciplinary Optimization*, v. 45, n. 3, p. 417-431, 2012.

LUGLI T. Artificial shoulder joint by Péan (1893): the facts of an exceptional intervention and the prosthetic method. *Clinical orthopaedics and related research*, v. 133, p. 215–218, 1978.

MANZI, E. *et al.* The history of hip replacement and one approach. *Canadian Open Orthopaedics and Traumatology Journal*, v. 3, n. 4, p. 50-60, 2016. Disponível em: <http://crpub.com/Journals.php>

MARIN, E.; BOSCHETTO, F.; PEZZOTTI, G. Biomaterials and biocompatibility: An historical overview. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, v. 108, p.1617-1633, 2020.

MARKOPOULOS, A. P. *et al.* Precision CNC machining of femoral component of knee implant: A case study. *Machines*, v. 6, n. 1, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/MACHINES6010010>

MARYA, S. K. S.; BAWARI, R. K. *Total Hip Replacement (Principles and Techniques)*. Ed. 1. Jaypee Brothers Medical Publishers, Hardbound, 2010.

MCGRORY, B. J. *et al.* Current practices of AAHKS members in the treatment of adult osteonecrosis of the femoral head. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, v. 89, n. 6, p. 1194–1204, 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.2106/JBJS.F.00302>

MCKEE, G. K.; WATSON-FARRAR, J. Replacement of Arthritic Hips by the McKee-Farrar Prosthesis. *J Bone Joint Surg*, v. 48b, n. 2, p. 245-259, 1966.

MELLO, A. O. *et al.* Comparison between the machinability of different titanium alloys (Ti-6Al-4V and Ti-6Al-7Nb) employing the multi-objective. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, v. 43, n. 511, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s40430-021-03216-w>

MEROLA, M.; AFFATATO, S. Materials for hip prostheses: A review of wear and loading considerations. *Materials*, v. 12, n. 495, 2019.

MESSAC, A.; ISMAIL-YAHAYA, A.; MATTSON, C. A. The normalized normal constraint method for generating the Pareto frontier. *Structural and multidisciplinary optimization*, v. 25, n. 2, p. 86-98, 2003.

MESSAC, A.; MATTSON, C. A. Normal constraint method with guarantee of even representation of complete Pareto frontier. *AIAA journal*, v. 42, n. 10, p. 2101-2111, 2004.

MONTGOMERY, D. C. *Design and analysis of experiments*. John Wiley & Sons, 2013.

MONTGOMERY, D. C.; RUNGER, G. C. *Estatística Aplicada e Probabilidade para Engenheiros*. Elsevier, ed. 7, 2021.

MOYA-ANGELER J. *et al.* Current concepts on osteonecrosis of the femoral head. *World J Orthop*, v. 6, n. 8, p. 590-601, 2015.

MYERS, R. H.; KHURI, A. I.; VINING, G. Response surface alternatives to the Taguchi robust parameter design approach. *The American Statistician*, v. 46, n. 2, p. 131-139, 1992.

MYERS, R. H.; MONTGOMERY, D. C.; ANDERSON-COOK, C. M. *Methodology*. Ed. 3. John Wiley & Sons, New York, 2009.

MYERS, R. H.; MONTGOMERY, D. C.; ANDERSON-COOK, C. M. *Response surface methodology: process and product optimization using designed experiments*. John Wiley & Sons, New York, 2016.

NAGENDRA PRASAD, K.; ISMAIL, S. Machining performance of protruded textured high-speed steel cutting tool under dry turning operation. *Materials Today: Proceedings*, v. 66, p. 2115-2123, 2022.

NAIR, V. N. *et al.* Taguchi's parameter design: a panel discussion. *Technometrics*, v. 34, n. 2, p. 127-161, 1992.

NETO, C. E. Estudo piloto para elaboração de scoping review com ênfase em retrieval analysis de hastes de artroplastia total de quadril. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia de Materiais) - Universidade Federal de Santa Catarina. Santa Catarina, 2021.

NISSEN, K. I. The judet arthroplasty of the hip via Gibson's lateral approach. *Postgraduate Medical Journal*, v. 28, n. 321, p. 412-423, 1952. Disponível em: <https://doi.org/10.1136/pgmj.28.321.412>

NOVIKOV, N. V. *et al.* Finish diamond machining of ceramic femoral heads. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, v. 25, n. 3-4, p. 244-247, 2005. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00170-004-1867-3>

OPEN OREGON EDUCATIONAL RESOURCES. Turning. Disponível em: <https://openoregon.pressbooks.pub/manufacturingprocesses45/chapter/unit-4-turning/>. Acesso em 5 set. 2022.

ORTHOINFO. Artroplastia total de quadril (Total Hip Replacement). 2015. Acesso em: 9 dez. 2021. Disponível em: <https://orthoinfo.aaos.org/pt/treatment/artroplastia-total-de-quadril-total-hip-replacement>

ORTHOINFO. Total Hip Replacement. 2020. Acesso em: 12 jan. 2022. Disponível em: <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/total-hip-replacement>

ORTHOSINTESE. Prótese. Disponível em: <https://www.ortosintese.com.br/ortopedia-geral/2/quadril.html/7> . Acesso em: 14 out. 2023.

PAIVA, A. P.; GOMES, J. H. F.; PERUCHI, R. S.; LEME, R. C.; BALESTRASSI, P. P. A multivariate robust parameter optimization approach based on Principal Component Analysis with combined arrays. *Computers & Industrial Engineering*, v. 74, p. 186-198, 2014.

PAIVA, A.P., PAIVA, E.J., FERREIRA, J.R. *et al.* A multivariate mean square error optimization of AISI 52100 hardened steel turning. *Int J Adv Manuf Technol*, v. 43, p. 631–643, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00170-008-1745-5>

PARK, J. B. *Biomaterials Science and Engineering*. Springer US. 1984. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/978-1-4613-2769-1>

PÉCORÁ, J. R.; RESENDE, M. U.; HERNANDEZ, A. J.; *et al.* Análise comparativa das alterações nos fluxos de tensão do joelho nas próteses totais e unicompartmentais cimentadas: Estudo experimental em dez cadáveres humanos. *Acta Ortopédica Brasileira*, v. 11, n. 3, p. 133-144, 2003. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1590/S1413-78522003000300001>

PEREIRA, R.B.D., LEITE, R.R., ALVIM, A.C. *et al.* Multi-objective robust optimization of the sustainable helical milling process of the aluminum alloy Al 7075 using the augmented-enhanced normalized normal constraint method, *Journal of Cleaner Production*, v. 152, p. 474-496, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jclepro.2017.03.121>

PEREIRA, R.B.D. *et al.* Multi-objective robust design of helical milling hole quality on AISI H13 hardened steel by normalized normal constraint coupled with robust parameter design. *Applied Soft Computing*, v. 75, p. 652-685, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.asoc.2018.11.040>

PEREIRA, R.B.D., LEITE, R.R., ALVIM, A.C. *et al.* Multivariate robust modeling and optimization of cutting forces of the helical milling process of the aluminum alloy Al 7075. *Int J Adv Manuf Technol*, v. 95, p. 2691–2715, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00170-017-1398-3>

PEREIRA, R. B. D. Otimização robusta multi-objetivo do processo de fresamento helicoidal do aço AISI H13 endurecido pelo método da restrição normal. Tese (Pós-Graduação em Engenharia de Produção) – Universidade Federal de Itajubá. Itajubá, 2017.

PETROPOULOS, G. P.; PANDAZARAS, C. N.; DAVIM, J. P. Surface Texture Characterization and Evaluation Related to Machining. Em: Surface Integrity in Machining. Springer, London, 2010.

POLESELLO, G. Giancarlo Polesello - Ortopedia Especializada em Quadril. Disponível em: <https://oquadril.com.br/necrose-avascular/> . Acesso em: 14 out. 2023.

RATNER, B.D.; ZHANG, G. A History of Biomaterials. Biomaterials Science. Academic Press, ed. 4, p. 21-34, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-816137-1.00002-7>

REBOLLEDO, D. Disponível em: <https://www.danielrebolledo.com.br/blog/artrite-reumatoide-quadril/>. Acesso em: 14 out. 2023.

RAMBANI *et al.* Revision Total Hip Arthroplasty for Fractured Ceramic Bearings: A Review of Best Practices for Revision Cases. The Journal of Arthroplasty, v. 32, n. 6, p. 1959-1964, 2017.

ROUHI, G.; HAMEDANI, M. A. A brief introduction into orthopaedic implants: screws, plates, and nails. 2012.

SANTOS, D. R. *et al.* Isochronal sintering of the blended elemental Ti–35Nb alloy. Materials Science and Engineering A, v. 472, p. 193–197, 2008.

SAPTAJI, K.; GEBREMARIAM, M. A.; AZHARI, M. A. B. M. Machining of biocompatible materials: a review. International Journal of Advanced Manufacturing Technology, v. 97, n. 5–8, p. 2255–2292, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00170-018-1973-2>

SASTRI, V. R. Materials Used in Medical Devices. Em: Plastics in Medical Devices. ed. 2, p.19–31, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/b978-1-4557-3201-2.00003-3>

SCHWARTSMANN, C. R. *et al.* Novas superfícies em artroplastia total do quadril (new bearing surfaces in total hip replacement). Rev Bras Ortop , v. 47, n. 2, p. 154-159, 2012.

SEMLITSCH, M. F. *et al.* Joint replacement components made of hot-forged and surface-treated Ti-6Al-7Nb alloy. Biomaterials, v. 13, n. 11, p. 781–788, 1992. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(92\)90018-j](https://doi.org/10.1016/0142-9612(92)90018-j)

SHIKATA T, OONISHI H, HASHIMATO Y. Wear resistance of irradiated UHMW polyethylenes to Al₂O₃ ceramics in total hip prostheses. Transactions of the 3rd Annual Meeting of the Society for Biomaterials, v. 118, p. 3-4, 1977.

SILVA, V. V. Aplicação de Biomateriais em Ortopedia e Engenharia de Tecido Ósseo. Revista Saúde e Meio Ambiente-RESMA, p. 14–27, 2017

SMITH-PETERSEN. Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. J Bone Joint Surg, v. 30b, n.1, p. 59-75, 1947.

SURG TECH. Total Hip Arthroplasty System. Disponível em: http://www.surgtech-med.com/en/info_25.aspx?itemid=67 . Acesso em: 14 out. 2023.

TAKADA *et al.* Ion-nitriding of an Fe-19 wt % Cr alloy. *Journal of Materials Science*, v. 21, p. 2493-2496, 1986.

TATEIWA, T. *et al.* Ceramic total hip arthroplasty in the United States: safety and risk issues revisited. *American journal of orthopedics*, v. 37, n. 2, p. E26–E31, 2008.

TURN TECH PRECISION. 10 turning operations you need to know. Disponível em: <https://turntechprecision.com/clueless-machinist/2020/8/25/10-machining-operations-performed-on-a-lathe>. Acesso em 15 out. 2023.

TRENT, E.; WRIGHT, P. *Metal cutting*. Woburn - USA: Butterwothr-Heinemann, ed. 4, 2000.

TURGER, A. *et al.* Manufacturing conditioned roughness and wear of biomedical oxide ceramics for all-ceramic knee implants. *Bio Med Eng OnLine*, v. 12, n. 84, 2013.

UDDIN, M. S. On the influence and optimisation of cutting parameters in finishing of metallic femoral heads of hip implants. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, v. 73, n. 9–12, p. 1523–1532, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00170-014-5946-9>

WANG, P. *et al.* The Role of Structural Deterioration and Biomechanical Changes of the Necrotic Lesion in Collapse Mechanism of Osteonecrosis of the Femoral Head. *Orthopaedic surgery*, v. 14, n. 5, p. 831–839, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/os.13277>

WILES, P. The surgery of the osteoarthritic hip. *The British Journal of Surgery*, v. 45, n. 193, p. 488–497, 1958. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/bjs.18004519315>

WILLIAMS, D. F. Review Tissue - biomaterial interactions. *Journal of Materials Science*, v. 22, p 3421-3445, 1987.

WILLYARD, C. Regrowing the body. *Regenerative Medicine. Nature*, v. 540, p. S50-S51, 2016.

YAMAMURO, T. Bioceramics. *Biomechanics and Biomaterials in Orthopedics*, p. 21-32, 2016.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. WHO. Disponível em: <https://www.who.int/data/gho/data/themes/mortality-and-global-health-estimates/ghe-life-expectancy-and-healthy-life-expectancy#:~:text=Globally%2C%20life%20expectancy%20has%20increased,to%2073.4%20years%20in%202019> . Acesso em: 10 out. 2023.

WU G. *et al.* Hip Squeaking after Ceramic-on-ceramic Total Hip Arthroplasty. *Chinese Medical Journal*, v. 129, n. 15, 2016.

ZION MARKET RESEARCH. Disponível em: <https://www.zionmarketresearch.com/news/brazil-biomaterials-market> . Acesso em: 10 out. 2023.

ZHANG, B. *et al.* Treatment of Osteoarthritis Secondary to Severe Coxa Vara with Modular Total Hip Arthroplasty. *Therapeutics and clinical risk management*, v. 17, p. 1199–1207, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.2147/TCRM.S335015>

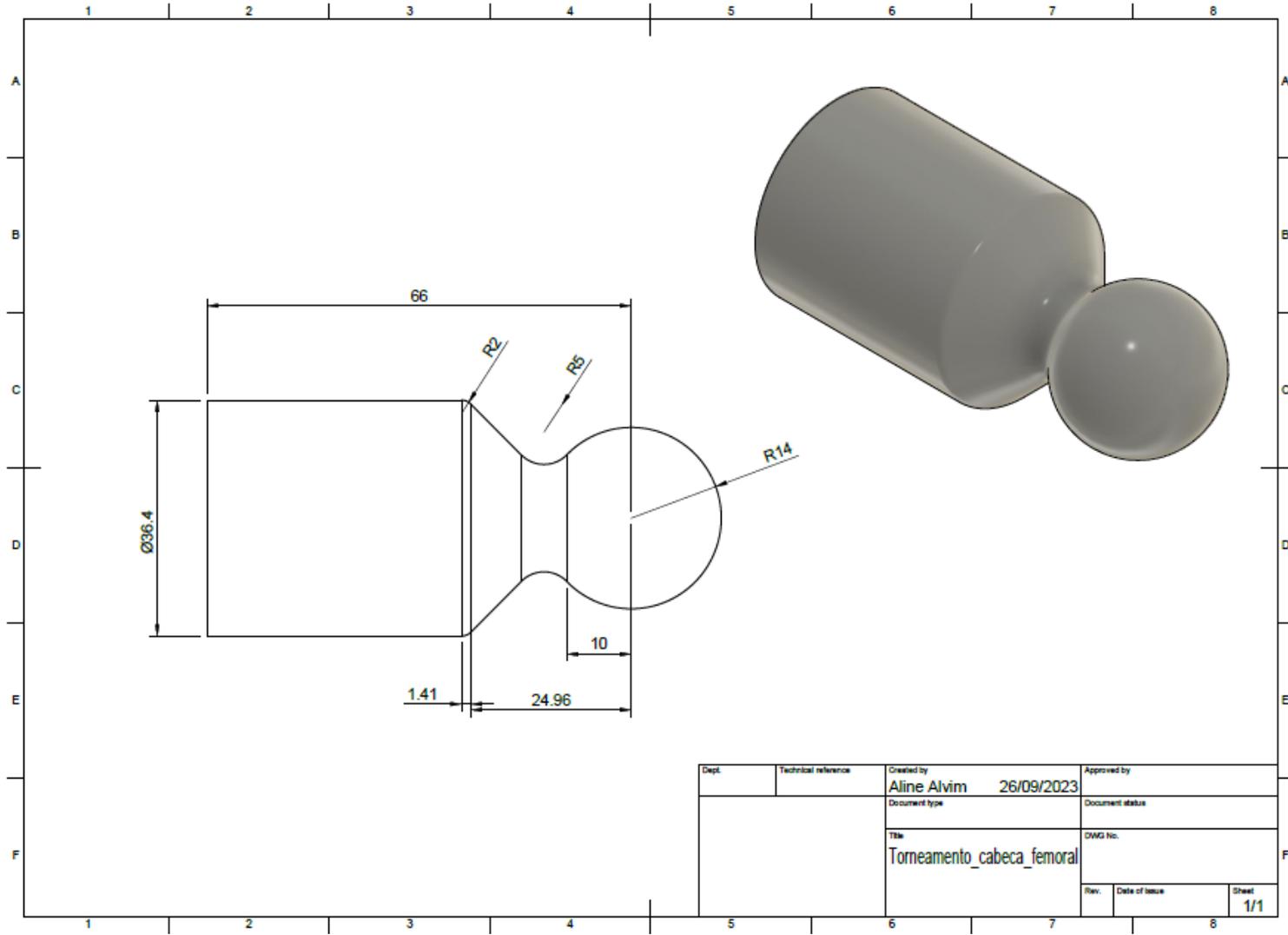
ZHANG; WILLIAMNS. *Definitions of Biomaterials for the Twenty-First Century*, ed. 1, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/C2018-0-02529-3>

APÊNDICES

APÊNDICE A – Desenho do torneamento da cabeça femoral

A seguir o desenho do corpo de prova após o torneamento é apresentado com suas dimensões e detalhamentos.

Figura 74 - Dimensões e detalhes do corpo de prova após o torneamento



Fonte: Elaboração própria.