



**Pedro Miguel Soares
Ferreira**

**Estudo da maquinabilidade das ligas Ti-6Al-4V e
Co-28Cr-6Mo na fresagem de dispositivos biomédicos**

Tese apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Doutor em Engenharia Mecânica, realizada sob a Orientação científica do Doutor Carlos Alberto Moura Relvas, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e Co-orientação do Doutor Fernando António Gaspar Simões, Professor Adjunto do Departamento de Engenharia Mecânica do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra

DEDICO ESTE TRABALHO À MINHA ESPOSA JUDITE E AOS MEUS FILHOS JOÃO AFONSO E
MARIA RITA

o júri

presidente

Prof. Doutor António Carlos Matias Correia
professor catedrático da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor Altino de Jesus Roque Loureiro
professor associado da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra

Prof. Doutor Carlos Alberto da Silva Ribeiro
professor associado da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Prof. Doutor Mário Augusto Pires Vaz
professor associado da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Prof. Doutor José António de Oliveira Simões
professor associado da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor Carlos Alberto Moura Relvas
professor auxiliar da Universidade de Aveiro

agradecimentos

Os meus primeiros agradecimentos vão de uma forma muito particular, aos Senhores Professores Doutores Carlos Relvas, e Fernando Simões pela orientação deste trabalho. Cumpre-me exprimir o meu mais sincero e profundo agradecimento pelos ensinamentos, sugestões, incentivos, partilhas de opiniões e disponibilidades prestadas durante a execução deste trabalho. As discussões, as anotações críticas sempre estimulantes, as diversas e valiosas sugestões e o permanente incentivo contribuíram de uma forma decisiva para a concretização deste projeto. O rigor, competência, capacidade de ensino e orientação, são atributos que nunca esquecerei e que tudo farei para seguir e transmitir futuramente.

Em segundo lugar, quero agradecer há minha família pelo apoio e compreensão demonstrada na elaboração deste trabalho.

Desejo igualmente expressar o meu agradecimento ao *Centro de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra* (CEMUC). Em especial, ao grupo de *Nanomateriais e Microfabricação*, que suportou financeiramente parte da componente experimental do trabalho, e ao grupo de *Sistemas de Fabrico Avançado*, pela disponibilização dos meios laboratoriais e apoio dos seus colaboradores.

Também não posso esquecer pessoas como Avelino Virgínio e Paulo Amaro do DEM-ISEC e Bruno Martins e Renato Monteiro do IPN, pela enorme ajuda, troca de opiniões e discussões sempre úteis e oportunas que mantivemos.

Por fim, gostava também de agradecer ao Instituto Superior de Engenharia de Coimbra e ao Instituto Pedro Nunes o apoio dado para a execução deste trabalho.

palavras-chave

Dispositivos biomédicos, próteses fémorais, Liga de titânio (Ti-6Al-4V), Liga de cromo-cobalto (Co-28Cr-6Mo), fabrico assistido por computador (CAM), força de Maquinagem, RMS, transformada rápida de fourier (FFT).

resumo

Os estudos de maquinabilidade de biomateriais e outros materiais aplicados na área médica são extensos. Todavia, muitos destes estudos recorrem a modelos de geometria regular e operações elementares de maquinagem. Relativamente a estas, os estudos académicos atualmente disponíveis mostram que a tecnologia preferencial é o torneamento, opção que se fundamenta na simplicidade de análise (corte ortogonal). Saliente-se ainda que, neste contexto, a liga de titânio Ti-6Al-4V constitui o biomaterial mais utilizado. Numa perspetiva complementar, refira-se que as publicações científicas evidenciam que a informação disponível sobre a fresagem Ti-6Al-4V não é muito extensa e a do Co-28Cr-6Mo é quase inexistente. A presente dissertação enquadra-se neste domínio e representa mais uma contribuição para o estudo da maquinabilidade das ligas de Titânio e de cromo-cobalto. A aplicação de operações de maquinagem complexas, através do recurso a programas informáticos de fabrico assistido por computador (CAM), em geometrias complexas, como é o caso das próteses femorais anatómicas, e o estudo comparativo da maquinabilidade das ligas Co-28Cr-6Mo e Ti-6Al-4V, constituem os objetivos fundamentais deste trabalho de doutoramento.

Neste trabalho aborda-se a problemática da maquinabilidade das ligas metálicas usadas nos implantes ortopédicos, nomeadamente as ligas de titânio, de cromo-cobalto e os aços Inoxidáveis. Efetua-se ainda um estudo da maquinagem de uma prótese femoral com uma forma geométrica complexa, onde as operações de corte foram geradas recorrendo às tecnologias de fabrico assistido por computador (CAD/CAM). Posteriormente, procedeu-se ao estudo da maquinabilidade das duas ligas usadas neste trabalho, dando uma atenção particular à determinação das forças de corte para diferentes velocidades de corte. Para além da monitorização da evolução da força de corte, o desgaste das ferramentas, a dureza e a rugosidade foram avaliadas, em função da velocidade de corte imposta. Por fim, com base nas estratégias de maquinagem adotadas, analisa-se a maquinabilidade e selecionam-se os parâmetros de corte mais favoráveis para as ligas de Titânio e Crómio-cobalto.

Os resultados obtidos mostram que a liga de cromo-cobalto induz maior valor de força de corte do que a liga de titânio. Observa-se um aumento progressivo das forças de corte quando a velocidade de corte aumenta, até atingir o valor máximo para a velocidade de corte de 80m/min, após a qual, a força de corte tende a diminuir. Apesar do fabricante das ferramentas recomendar a velocidade de corte de 50 m/min para ambos os materiais, conclui-se que a velocidade de corte de 65 m/min induz o mesmo desgaste na ferramenta de corte no caso da liga de titânio, e menor desgaste no caso da liga de cromo-cobalto.

keywords

Biomedical devices, femoral prosthesis, titanium alloy (Ti-6Al-4V), chromium-cobalt alloy (Co-28Cr-6Mo), Computer Aided Manufacturing (CAM), machining force, Root Mean Square (RMS), Fast Fourier Transformation (FFT).

abstract

Studies regarding the machinability of biomaterials applied in the medical field are extensive. However, many of these studies are based on models with a regular geometry and using elementary machining operations. For these operations, the preferred technology used in academic studies is turning, due to the simplicity of analysis (orthogonal cutting). Moreover, the preferred biomaterial is the titanium alloy (Ti-6Al-4V). It should be also underlined that scientific studies published concerning the milling of Ti-6Al-4V are limited and for Co-28Cr-6Mo scarce. The present PhD Dissertation represents one more contribution to this field and aims to study the machinability of the titanium and chromium-cobalt alloys. The use of complex machining operations by means of software computer-aided manufacturing (CAM) in complex geometries such as the anatomical femoral prostheses and the study the machinability of the Co-28Cr-6Mo and Ti-6Al-4V alloys represent the main objectives of the present work.

In this study, the machining of a femoral prosthesis with a pre-defined complex geometric shape was developed, where the cutting operations were generated using the technology of computer-aided manufacturing (CAD/CAM) is performed. The study the machinability of the chromium-cobalt alloy (Co-28Cr-6Mo) and titanium alloy (Ti-6Al-4V) is considered next. This work focuses in the determination of the cutting forces by selecting a given cutting speed and ensuring that the cross-sectional cut remains the same, as the cutting speed increases. Beyond the record of the progress of the cutting force, the tool's abrasion, the hardness and the surface roughness were evaluated as a function of the cutting speed. Finally, based on machining strategies adopted, the most favorable cutting parameters are selected in order to carry out the machining with both alloys considered in this work.

According to the results, the conclusions drawn from this thesis are the following: i) for chromium-cobalt alloy, a higher cutting force is obtained. The cutting force increases gradually, as cutting speed increases, till a maximum value at of 80 m/min, and then decreases ii) the tool manufacturer suggests a cutting speed of 50 m/min for both materials, but with a cutting speed of 65 m/min, same tool's abrasion is obtained for the titanium alloy and less for chromium-cobalt alloy.

ÍNDICE

ÍNDICE	i
LISTA DE ABREVIATURAS	v
LISTA DE SIMBOLOGIA E NOMENCLATURA	ix
ÍNDICE DE FIGURAS	xi
ÍNDICE DE TABELAS	xix
CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO	1
I.1 - MOTIVAÇÃO	3
I.2 - OBJETIVOS E PLANO DE TRABALHOS	6
I.3 - ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO	8
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	11
CAPÍTULO II - BIOMATERIAIS E DISPOSITIVOS MÉDICOS	15
II.1 - UTILIZAÇÃO DE MATERIAIS EM INTERAÇÃO COM O CORPO HUMANO	17
II.2 - CARACTERÍSTICAS DOS IMPLANTES ORTOPÉDICOS	19
II.3 - MATERIAIS PARA IMPLANTES ORTOPÉDICOS	22
II.3.1 - MATERIAIS METÁLICOS	23
II.3.2 - MATERIAIS CERÂMICOS	25
II.3.3 - MATERIAIS POLIMÉRICOS	27
II.3.4 - MATERIAIS COMPÓSITOS	30
II.4 - LIGAS METÁLICAS UTILIZADAS EM IMPLANTES	32
II.4.1 - AÇO INOXIDÁVEL	32
II.4.2 - LIGAS DE TITÂNIO	34
II.4.3 - LIGAS DE CRÔMIO-COBALTO	36

II.5 - PRÓTESES FEMORAIS	39
II.5.1 - PRÓTESE CIMENTADA	40
II.5.2 - PRÓTESE NÃO-CIMENTADA	42
II.5.3 - PRÓTESE MODULAR	44
II.5.4 - PRÓTESE HÍBRIDA	45
II.5.5 - PRÓTESE ANATÔMICA	46
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	49
CAPÍTULO III - TÉCNICAS DE FABRICO DOS IMPLANTES ORTOPÉDICOS	57
III.1 - OS IMPLANTES ORTOPÉDICOS E SUAS TÉCNICAS DE FABRICO	59
III.2 - FUNDIÇÃO	62
III.3 - FORJAGEM	63
III.4 - PROCESSOS ADITIVOS	64
III.5 - MAQUINAGEM	66
III.6 - SISTEMAS CAM (COMPUTER AIDED MANUFACTURING)	67
III.6.1 - DEFINIÇÃO DA ORIGEM DE COORDENADAS PARA OS <i>SOFTWARES</i> CAM	71
III.6.2 - VERIFICAÇÃO E SIMULAÇÃO DA TRAJETÓRIA DA FERRAMENTA PARA OS <i>SOFTWARES</i> DE CAM	72
III.6.3 - PÓS-PROCESSAMENTO	75
III.6.4 - VERIFICAÇÃO DO PROGRAMA NC	75
III.7 - SISTEMAS CAD/CAM NO FABRICO DE IMPLANTES PERSONALIZADOS	76
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	79
CAPÍTULO IV - MAQUINAGEM DE BIOMATERIAS METÁLICOS	83
IV.1 - CONCEITO DE MAQUINABILIDADE	85
IV.1.1 - FORÇAS DE CORTE	86
IV.1.2 - DESGASTE DAS FERRAMENTAS	91
IV.1.3 - FORMAÇÃO DA APARA	99
IV.2 - MAQUINABILIDADE DOS BIOMATERIAIS METÁLICOS	100
IV.2.1 - AÇO INOXIDÁVEL	100
IV.2.2 - LIGAS DE TITÂNIO	103
IV.2.3 - LIGAS DE CRÔMIO-COBALTO	112
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	119

CAPÍTULO V - MATERIAIS E MÉTODOS EXPERIMENTAIS	125
V.1 - METODOLOGIAS E MODELOS DE ESTUDO	127
V.2 - MATERIAIS UTILIZADOS NOS ENSAIOS	129
V.3 - EQUIPAMENTOS UTILIZADOS	132
V.3.1 - EQUIPAMENTO DE FRESAGEM	132
V.3.2 - EQUIPAMENTO DE CONTROLO	134
V.4 - SELEÇÃO DAS FERRAMENTAS DE CORTE	140
V.5 - DETERMINAÇÃO DOS PARÂMETROS DE CORTE	142
V.6 - SELEÇÃO DOS <i>SOFTWARES</i> DE CAM E ESTRATÉGIAS DE MAQUINAGEM	145
V.7 - CARACTERIZAÇÃO DO PROCESSO DE FABRICO POR MAQUINAGEM DO COMPONENTE FEMORAL	150
V.7.1 - SISTEMA DE FIXAÇÃO E POSICIONAMENTO DO MODELO	151
V.7.2 - PREPARAÇÃO DO BLOCO INICIAL	154
V.7.3 - SELEÇÃO DAS ESTRATÉGIAS DE MAQUINAGEM	155
V.7.3.1 - MAQUINAGEM DE DESBASTE	156
V.7.3.2 - MAQUINAGEM DE SEMI-ACABAMENTO	161
V.7.3.3 - MAQUINAGEM DE ACABAMENTO	163
V.7.4 - CONTROLO GEOMÉTRICO E DIMENSIONAL DO MODELO MAQUINADO	169
V.7.5 - AVALIAÇÃO DO PROCESSO DE FABRICO DO COMPONENTE FEMORAL	171
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	175
CAPÍTULO VI - ESTUDO DA MAQUINABILIDADE DAS LIGAS DE TITÂNIO E DE CRÓMIO-COBALTO	177
VI.1 - MAQUINABILIDADE DAS LIGAS DE TITÂNIO E DE CRÓMIO-COBALTO	179
VI.1.1 - FORÇAS DE CORTE	182
VI.1.1.1 - CARATERIZAÇÃO DA MAQUINAGEM DA LIGA DE TITÂNIO Ti-6Al-4V	185
VI.1.1.2 - CARATERIZAÇÃO DA MAQUINAGEM DA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO Co-28Cr-6Mo	205
VI.1.2 - DESGASTE DA FERRAMENTA	224
VI.1.3 - GEOMETRIA DA APARA	233
VI.1.4 - DUREZA DA SUPERFÍCIE MAQUINADA	237
VI.1.5 - RUGOSIDADE DA SUPERFÍCIE MAQUINADA	241
VI.1.6 - ANÁLISE DOS RESULTADOS DA MAQUINABILIDADE	243
VI.2 - MAQUINAGEM DA PRÓTESE FEMORAL ANATÓMICA NA LIGA Ti-6Al-4V E LIGA Co-28Cr-6Mo	246
VI.2.1 - MAQUINAGEM DA PRÓTESE NA LIGA DE TITÂNIO Ti-6Al-4V	250
VI.2.2 - MAQUINAGEM DA PRÓTESE NA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO Co-28Cr-6Mo	263

VI.2.3 - ANÁLISE DE RESULTADOS	275
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	279
CAPÍTULO VII – CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	283
VII.1 - CONCLUSÕES	285
VII.2 - PROPOSTAS DE TRABALHOS FUTUROS	291
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	293

LISTA DE ABREVIATURAS

AISI	AMERICAN IRON AND STEEL INSTITUTE
ANSI	AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE
APC	ARESTA POSTIÇA DE CORTE
ASTM	AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS
BCBN	BINDERLESS CUBIC BORON NITRIDE
CAD	DESENHO ASSISTIDO POR COMPUTADOR
CAM	FABRICO ASSISTIDO POR COMPUTADOR
CBN	CUBIC BORON NITRIDE
CC	CUTTER CONTACT
CL	CUTTER LOCATION
ccc	CÚBICA DE CORPO CENTRADO
cfc	CÚBICA DE FACES CENTRADAS
CJP	COLOR JET PRINTING
CN	CONTROLO NUMÉRICO
CNC	CONTROLO NUMÉRICO COMPUTORIZADO
CVD	CHEMICAL VAPOR DEPOSITION
DIN	DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG
DMLS	DIRECT METAL LASER SINTERING
DTCR	DIFFICULT-TO-CUT RATING
DXF	DATA EXCHANGE FORMAT

EBM	ELECTRON BEAM MELTING PROCESS
EUA	ESTADOS UNIDOS DA AMÉRICA
FDA	FOOD AND DRUG ADMINISTRATION
FDM	FUSED DEPOSITION MODELING
FFF	FUSED FILAMENT FABRICATION
HA	HYDROXYAPATITE
HRC	HARDNESS ROCKWELL C
HSS	HIGH SPEED STEEL
IGES	INITIAL GRAPHICS EXCHANGE SPECIFICATION
IM	ÍNDICE DE MAQUINABILIDADE
ISO	INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION
LOM	LAMINATED OBJECT MANUFACTURING
MAV	MAQUINAÇÃO DE ALTA-VELOCIDADE
MJM	MULTI-JET MODELING
MQF	MÍNIMA QUANTIDADE DE FLUIDO
NNS	NEAR-NET SHAPE
PAAM	POLYACRYLAMIDE
PCBN	POLYCRYSTALLINE CUBIC BORON NITRIDE
PCD	POLYCRYSTALLINE DIAMOND
PCL	POLYCAPROLACTONE
PE	POLYETHYLENE
PEEK	POLYETHER ETHER KETONE
PET	POLYETHYLENE
PGA	POLYGLYCOLIC ACID
PHEEMA	POLY(HYDROXYETHOXYETHYL METHACRYLATE)
PLA	POLYLACTIDE ACID
PLGA	POLY(LACTIC-CO-GLYCOLIC ACID)
PMMA	POLY METHYL METHACRYLATE
PP	POLYPROPYLENE

PR	PROTOTIPAGEM RÁPIDA
PS	POLYSTYRENE
PTFE	POLYTETRAFLUOROETHYLENE
PU	POLYURETHANE
PVC	POLYVINYL CHLORIDE
PVD	PHYSICAL VAPOR DEPOSITION
RM	RESSONÂNCIA MAGNÉTICA
RPM	ROTAÇÕES POR MINUTO
RX	RAIOS-X
SLA	STEREOLITHOGRAPHY
SLS	SELECTIVE LASER SINTERING
STEP	STANDARD FOR EXCHANGE OF PRODUCT MODEL DATA
STL	STEREOLITHOGRAPHY
TAC	TOMOGRAFIA AXIAL COMPUTORIZADA
tcc	TETRAGONAL DE CORPO CENTRADO
TDP	THREE DIMENSIONAL PRINTING
UHWPE	ULTRA HIGH MOLECULAR WEIGHT POLYETHYLENE
VRML	VIRTUAL REALITY MODELING LANGUAGE

LISTA DE SIMBOLOGIA E NOMENCLATURA

A	ÁREA DA SEÇÃO TRANSVERSAL DA APARA NÃO DEFORMADA [mm ²]
a _e	LARGURA DE CORTE [mm]
a _p	PROFUNDIDADE DE CORTE [mm]
D	DIÂMETRO DA FERRAMENTA [mm]
d ₁ , d ₂	DIAGONAIS DE INDENTAÇÃO [mm]
D _c	DIÂMETRO DE CORTE EFETIVO DA FERRAMENTA [mm]
F	VELOCIDADE DE AVANÇO DA FERRAMENTA NO PLANO XY [mm/min] (eq. V.3) E CARGA DE INDENTAÇÃO [kgf] (eq. VI.2)
F _a	FORÇA DE AVANÇO [N]
F _{ap}	FORÇA DE APOIO [N]
F _c	FORÇA PRINCIPAL DE CORTE [N]
F _i	FORÇA DE MAQUINAGEM EM CADA INSTANTE [N]
F _m	FORÇA DE MAQUINAGEM [N]
F _p	FORÇA PASSIVA [N]
F _t	FORÇA ATIVA [N]
F _x	COMPONENTE DA FORÇA DE MAQUINAGEM NO EIXO X [N]
F _y	COMPONENTE DA FORÇA DE MAQUINAGEM NO EIXO Y [N]
F _z	COMPONENTE DA FORÇA DE MAQUINAGEM NO EIXO Z [N]
f _z	AVANÇO POR GUME DE CORTE [mm/dente]
h _m	ESPESSURA MÉDIA DA APARA [mm]
HV	VALOR DA DUREZA VICKERS [kgf/mm ²]

K_c	PRESSÃO ESPECÍFICA DE CORTE [N/mm ²]
K_{c1}	FORÇA ESPECÍFICA DE CORTE DO MATERIAL PARA UMA APARA DE 1 MM DE ESPESSURA MÉDIA [N/mm ²]
KF	DISTÂNCIA FRONTAL ENTRE CRATERA E FLANCO [mm]
m_c	AUMENTO DA PRESSÃO ESPECÍFICA DE CORTE EM FUNÇÃO DO AUMENTO DA ESPESSURA DA APARA []
M_c	BINÁRIO LÍQUIDO DE CORTE [N.m]
M_z	MOMENTO NO EIXO Z [N.m]
K_s	PRESSÃO ESPECÍFICA DE CORTE [N/mm ²]
KT	PROFUNDIDADE DA CRATERA [mm]
N	VELOCIDADE DE ROTAÇÃO DA ÁRVORE [rpm] (eq. V.2) NÚMERO TOTAL DE VALORES REGISTRADOS [] (eq. V.1)
P	CARGA APLICADA [kgf] (eq. V.1) E VELOCIDADE DE AVANÇO DA FERRAMENTA NO EIXO Z [mm/min] (eq. V.4) e
P_c	POTÊNCIA LÍQUIDA DE CORTE [kW]
Q	TAXA DE REMOÇÃO DE MATERIAL [cm ³ /min]
R_a	RUGOSIDADE MÉDIA [μm]
R_z	RUGOSIDADE MÁXIMA [μm]
T	TEMPO DE VIDA DA FERRAMENTA DE CORTE [min]
VB	DESGASTE DE FLANCO MÉDIO [mm]
VB max	DESGASTE DE FLANCO MÁXIMO [mm]
V_a	VELOCIDADE DE AVANÇO [mm/min]
V_c	VELOCIDADE DE CORTE [m/min]
z	NUMERO DE GUMES DE CORTE []

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA II.1 - DISPOSITIVOS METÁLICOS DE APLICAÇÃO MÉDICA: A) CABEÇA FEMORAL; B) ARTICULAÇÃO SUPERIOR PARA UM JOELHO; C) PLACA DE ARTICULAÇÃO PARA A MANDIBULA (INCT, 2014).	24
FIGURA II.2 - DIFERENTES TIPOS DE REFORÇOS UTILIZADOS EM MATERIAIS COMPÓSITOS (RODRIGUES & MARTINS, 2010).	30
FIGURA II.3 - APLICAÇÃO DE MATERIAIS COMPÓSITOS NA ORTOPEDIA A) E APLICAÇÃO DE MATERIAIS COMPÓSITOS NA ESTRUTURA ÓSSEA B) (ELÍSIO, 2013).	31
FIGURA II.4 - MICROESTRUTURA DA LIGA ASTM F1537 MODIFICADA ATRAVÉS DE UM PROCESSO TERMOMECÂNICO A PARTIR DA LIGA Co-Cr-Mo ASTM F75 (BRUSCHI, ET AL., 2013).	37
FIGURA II.5 - ARTROPLASTIA TOTAL DA ANCA (FONTE: HTTP://ORTOPEDIASP.WORDPRESS.COM).	39
FIGURA II.6 - ESQUEMA DA INTERFACE PRÓTESE-CIMENTO-OSSO (FONTE: HTTP://WWW.EORTHOPOD.COM/CONTENT/HEMIARTHROPLASTY-HIP).	41
FIGURA II.7 - ALGUNS MODELOS DE PRÓTESES CIMENTADAS (RELVAS, 2007).	42
FIGURA II.8 - ESQUEMA DA INTERFACE PRÓTESE-OSSO (FONTE: HTTP://WWW.EORTHOPOD.COM/CONTENT/HEMIARTHROPLASTY-HIP).	43
FIGURA II.9 - ALGUNS MODELOS DE PRÓTESES NÃO-CIMENTADAS (RELVAS, 2007).	44
FIGURA II.10 - ALGUNS MODELOS DE PRÓTESES MODULARES.	45
FIGURA II.11 - ESQUEMA DA INTERFACE PRÓTESE-OSSO (PIVEC, ET AL., 2012).	46
FIGURA II.12 - PLANOS DE SECÇÃO DO CORPO HUMANO (KANEUJI, ET AL., 2000).	47
FIGURA II.13 - MODELO DE PRÓTESE ANATOMICAMENTE ADAPTADA (FONTE: HTTP://WWW.PLUSORTHOPEDICS.COM/).	48
FIGURA III.1 - PROCEDIMENTOS E ETAPAS PARA A OBTENÇÃO DE UM PROGRAMA NC (MESQUITA, 1997).	67
FIGURA III.2 - TOLERÂNCIA DA TRAJETÓRIA DA FERRAMENTA (SOUZA, 2014)	69
FIGURA III.3 - TRAJETÓRIA DA FERRAMENTA CALCULADA POR UM SISTEMA CAM (SOUZA & ARIAS, 2008).	70
FIGURA III.4 - CÁLCULO DAS TRAJETÓRIAS DA FERRAMENTA (SOUZA & ARIAS, 2008)	70
FIGURA III.5 - LOCALIZAÇÃO DO ZERO PEÇA AQUANDO DA MONTAGEM DO MATERIAL NO EQUIPAMENTO.	72
FIGURA III.6 - VISUALIZAÇÃO GRÁFICA DA TRAJETÓRIA DA FERRAMENTA ATRAVÉS DE UM <i>SOFTWARE</i> DE CAM (ENGENHARIA, 2014).	73

FIGURA III.7 - VISUALIZAÇÃO GRÁFICA DOS MOVIMENTOS DA FERRAMENTA E REMOÇÃO DE MATERIAL (ENGENHARIA, 2014).	74
FIGURA III.8 - EXEMPLO DA SIMULAÇÃO VIRTUAL DE UMA MÁQUINA-FERRAMENTA ONDE É VISÍVEL OS COMPONENTES DA MÁQUINA, DESDE O SISTEMA DE FIXAÇÃO ATÉ AO SUPORTE DA FERRAMENTA. (JUNG, ET AL., 2002; BOHEZ, 2002)	74
FIGURA IV.1 - FORÇAS DE MAQUINAGEM EM FRESAGEM TANGENCIAL E SUAS COMPONENTES NA OPERAÇÃO DE FRESAGEM (DAVIM, 2008; DINIZ, ET AL., 2008)	87
FIGURA IV.2 - ILUSTRAÇÃO DOS ÂNGULOS DA FERRAMENTA E DOS PLANOS ORTOGONAL (Po) E DO PLANO NORMAL (Pn) AO GUME DE CORTE SEGUNDO A NORMA ISO 3685.	93
FIGURA IV.3 - CRITÉRIOS DE DESGASTE DE FERRAMENTA DE CORTE (DINIZ, ET AL., 2008).	94
FIGURA IV.4 - PRINCIPAIS MECANISMOS DE DESGASTE DAS FERRAMENTAS EM FUNÇÃO DA TEMPERATURA DE CORTE, VELOCIDADE DE CORTE, AVANÇO E OUTROS FATORES (ROHLOFF, 2012)	95
FIGURA IV.5 - REGIÕES DE DEFORMAÇÃO DA APARA, REGIÃO DE DEFORMAÇÃO PRIMÁRIA (A) E REGIÃO DE DEFORMAÇÃO SECUNDÁRIA (B) (DAVIM, 2008).	100
FIGURA IV.6 - CORTES TRANSVERSAIS DE UMA APARA ONDE SE VISUALIZA ZONAS SEGMENTADAS E CONTINUAS, OBTIDAS COM VELOCIDADE DE CORTE DE 16 M/MIN, PROFUNDIDADE DE CORTE DE 1,5 MM E AVANÇO DE 0,28 MM/ROT (SUN, ET AL., 2009).	105
FIGURA IV.7 - MICROGRAFIA DA SECÇÃO DE UMA APARA SERRILHADA DE MATERIAL Ti-6Al-4V (KOMANDURI & TURKOVICH, 1981).	106
FIGURA IV.8 - EVOLUÇÃO DA INVESTIGAÇÃO RELATIVA À VELOCIDADE DE CORTE UTILIZADA PARA A LIGA Ti-6Al-4V (ABELE & FROHLICH, 2008).	107
FIGURA IV.9 - INFLUÊNCIA DOS PARÂMETROS DE CORTE NA VIDA ÚTIL DA FERRAMENTA (SANDVIK, 2010).	108
FIGURA IV.10 - RELAÇÃO ENTRE AS FORÇAS DE CORTE E A VELOCIDADE DE CORTE NA MAQUINAGEM DA LIGA Ti-6Al-4V, QUANDO SÃO UTILIZADAS FERRAMENTAS DE METAL DURO (ABELE & FROHLICH, 2008).	109
FIGURA IV.11 - FORÇA DE CORTE ESPECÍFICA NA MAQUINAGEM DA LIGA Ti-6Al-4V, QUANDO SÃO UTILIZADAS FERRAMENTAS DO TIPO PCBN (NITRETO CÚBICO DE BORO POLICRISTALINO) (ABELE & FROHLICH, 2008).	109
FIGURA IV.12 - VARIAÇÃO DAS FORÇAS DE CORTE PARA VELOCIDADES DE CORTE ELEVADAS DA LIGA Ti-6Al-2Sn-4Zr-4Mo, USANDO UMA FERRAMENTA DE METAL DURO (ABELE & FROHLICH, 2008).	110
FIGURA IV.13 - VARIAÇÃO DAS FORÇAS DE CORTE PARA VELOCIDADES DE CORTE ELEVADAS (ABELE & FROHLICH, 2008).	111
FIGURA IV.14 - A COMPARAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DAS LIGAS DE Co-Cr-Mo PARA USO MÉDICO COM A OBTIDA POR EBM (ELECTRON BEAM MELTING PROCESS) (KIRCHER, ET AL., 2009)	113
FIGURA IV.15 - AVALIAÇÃO DA MAQUINABILIDADE DE DIFERENTES LIGAS UTILIZADAS NA MAQUINAGEM: GRÁFICO DE TEIA DCTR DAS LIGAS Co-Cr-Mo (A); AISI 304 (B); Ti-6Al-4V (C); INCONEL 718 (D) (KOIKE, ET AL., 2009).	114
FIGURA IV.16 - RELAÇÃO ENTRE A VELOCIDADE DE CORTE E FORÇA DE CORTE PARA CADA FERRAMENTA (KOIKE, ET AL., 2009).	117
FIGURA IV.17 - CONFIGURAÇÕES DA FRESAGEM (A CENTRAL) E (B LATERAL) (POLINI, ET AL., 2004).	118
FIGURA IV.18 - COMPARAÇÃO ENTRE A FORÇA DE CORTE COM FRESAS NÃO REVESTIDAS (CINZENTO) E REVESTIDAS (PRETO) (POLINI, ET AL., 2004).	118
FIGURA V.1 - DESIGNAÇÃO DOS TERMOS DA PRÓTESE FEMORAL (CORTESIA DE A. RAMOS E J.A. SIMÕES).	128

FIGURA V.2 - GEOMETRIA INICIAL DO PROVETE (A), SENTIDO E CAMADAS DE MAQUINAGEM UTILIZADAS NO PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL PARA O ESTUDO DA MAQUINABILIDADE DAS LIGAS DE TITÂNIO E CRÔMIO-COBALTO (B).	129
FIGURA V.3 - MICROESTRUTURA DA LIGA Ti-6Al-4V UTILIZADA NO ESTUDO.	131
FIGURA V.4 - MICROESTRUTURA DA LIGA Co-28Cr-6Mo UTILIZADA NO ESTUDO (KARIMI, 2014).	132
FIGURA V.5 - CENTRO DE MAQUINAGEM UTILIZADO (A), APALPADOR DIGITAL 3D UTILIZADO NA DETERMINAÇÃO DO ZERO PEÇA (B).	133
FIGURA V.6 - SUPORTE MECÂNICO E PINÇA DE APERTO DA FERRAMENTA (A) E ESQUEMA DO APERTO DA FERRAMENTA UTILIZADA NOS TESTES (B)	133
FIGURA V.7 - SUPORTE USADO PARA MAQUINAGEM DA PRÓTESE FEMORAL.	134
FIGURA V.8 - SCANNER LASER 3D USADO PARA ADQUIRIR A GEOMETRIA 3D DA PRÓTESE MAQUINADA.	135
FIGURA V.9 - EQUIPAMENTO UTILIZADO PARA MEDIÇÃO DA DUREZA VICKERS NAS SUPERFÍCIES MAQUINADAS (A) E PORMENOR DA ZONA DE INDENTAÇÃO COM DETERMINAÇÃO DAS RESPECTIVAS DIAGONAIS (B).	136
FIGURA V.10 - EQUIPAMENTO UTILIZADO PARA MEDIÇÃO DA DUREZA NAS SUPERFÍCIES TRANSVERSAIS À SUPERFÍCIE MAQUINADA DOS PROVETES.	136
FIGURA V.11 - PERFILOMETRO MITUTOYO SURFTTEST 401 USADO PARA MEDIÇÃO DA RUGOSIDADE (A) E RESPECTIVA INTERFACE GRÁFICA PARA GUARDAR O PERFIL DE RUGOSIDADE NO PC.	137
FIGURA V.12 - SENSOR DE FORÇA USADO NOS ENSAIOS EXPERIMENTAIS E SUAS ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS (FONTE: <i>KISTLER</i>).	138
FIGURA V.13 - EXEMPLO DA AQUISIÇÃO DA FORÇA F_z E M_z ATRAVÉS DO <i>SOFTWARE</i> DYNOWARE (FONTE: <i>KISTLER</i>).	138
FIGURA V.14 - LUPA ZEISS (A) E MICROSCÓPIO ÓTICO ZEISS (B) USADO PARA OBTENÇÃO DAS IMAGENS DAS FERRAMENTAS E DAS APARAS.	139
FIGURA V.15 - <i>SOFTWARE</i> AXIONVISION LE USADO PARA MEDIÇÃO DO DESGASTE DAS FERRAMENTAS E MEDIÇÃO DAS APARAS.	139
FIGURA V.16 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DA GEOMETRIA DA ARESTA DE CORTE (RELVAS, 2002).	140
FIGURA V.17 - IMAGEM DA FERRAMENTA DE CORTE UTILIZADA NO ESTUDO DA MAQUINABILIDADE DAS LIGAS DE TITÂNIO E CRÔMIO-COBALTO.	141
FIGURA V.18 - SÍNTESE DOS ELEMENTOS DE INTERFACE DO <i>SOFTWARE</i> MASTERCAM®.	146
FIGURA V.19 - SÍNTESE DOS ELEMENTOS DE INTERFACE DO <i>SOFTWARE</i> POWERMILL® (1 - BARRA DE MENUS, 2 - BARRA DE FERRAMENTAS, 3 - EXPLORER, 4 - ÁREA GRÁFICA, 5 - BARRA DE FERRAMENTAS DE VISTA, 6 - BARRA DE FERRAMENTAS DE INFORMAÇÃO E STATUS E 7 - BARRA DE FERRAMENTAS).	146
FIGURA V.20 - TOLERÂNCIA DE GERAÇÃO DAS TRAJETÓRIAS, PARA AS OPERAÇÕES DE ACABAMENTO (MASTERCAM®).	150
FIGURA V.21 - TOLERÂNCIA DE GERAÇÃO DAS TRAJETÓRIAS, PARA AS OPERAÇÕES DE ACABAMENTO (POWERMILL®).	150
FIGURA V.22 - SUPORTE UTILIZADO COM AS GUIAS DE POSICIONAMENTO (CAVILHAS RETIFICADAS) E PARAFUSOS DE APERTO DO BLOCO DE MATERIAL À BASE.	151
FIGURA V.23 - POSICIONAMENTO DA PRÓTESE PARA A PRIMEIRA ETAPA DE MAQUINAGEM E SUPERFÍCIE QUE DEFINE A ALTURA MÁXIMA DE MAQUINAGEM.	152
FIGURA V.24 - SUPERFÍCIE MÉDIA DA PEÇA E SUPERFÍCIES PARA A MAQUINAGEM DO PRIMEIRO APERTO E DO SEGUNDO APERTO.	153
FIGURA V.25 - BLOCO DE MATERIAL INICIAL UTILIZADO NA MAQUINAGEM APÓS FURAÇÃO E MANDRILAGEM.	154

FIGURA V.26 - SISTEMAS DE APERTO DO SUPORTE À MESA DO CENTRO DE MAQUINAGEM E DO BLOCO DE ALUMÍNIO AO SUPORTE (A) E APALDOR A DETERMINAR O ZERO PEÇA (B).	155
FIGURA V.27 - IDENTIFICAÇÃO DAS DIFERENTES ZONAS DE MAQUINAGEM DA PRÓTESE EM ESTUDO.	155
FIGURA V.28 - SIMULAÇÃO DAS TRAJETÓRIAS DE MAQUINAGEM RELATIVAS AO 1º APERTO: DESBASTE EM TODA A GEOMETRIA ATRAVÉS DA ESTRATÉGIA AREA CLEARANCE [MASTERCAM®] (A); RESULTADO DA REMOÇÃO DA APARA DEPOIS DE EXECUTAR A ESTRATÉGIA AREA CLEARANCE [MASTERCAM®] (B); DESBASTE EM TODA A GEOMETRIA ATRAVÉS DA ESTRATÉGIA MODEL AREA CLEARANCE [POWERMILL®] (C); RESULTADO DA REMOÇÃO DA APARA DEPOIS DE EXECUTAR A ESTRATÉGIA MODEL AREA CLEARANCE [POWERMILL®] (D).	158
FIGURA V.29 - MAQUINAGEM DA PRÓTESE EM LIGA DE ALUMÍNIO DEPOIS DE TERMINADA A OPERAÇÃO DE DESBASTE DO 1º APERTO.	159
FIGURA V.30 - ASPETO FINAL DE POIS DE CONSOLIDADA A ESPUMA DE POLIURETANO.	159
FIGURA V.31 - RESULTADO OBTIDO DA PRÓTESE FEMORAL, DEPOIS DE EFETUAR A OPERAÇÃO DE DESBASTE RELATIVA AO 2º APERTO.	160
FIGURA V.32 - SIMULAÇÃO DAS TRAJETÓRIAS DE MAQUINAGEM RELATIVAS AO 1º APERTO: PORMENOR DO SEMI-ACABAMENTO EM TODA A GEOMETRIA COM A ESTRATÉGIA SCALLOP [MASTERCAM®] (A); RESULTADO DA REMOÇÃO DA APARA APÓS O DESBASTE E POSTERIOR EXECUÇÃO DA ESTRATÉGIA SCALLOP [MASTERCAM®] (B).	162
FIGURA V.33 - RESULTADO OBTIDO DA PRÓTESE FEMORAL DEPOIS DE EFETUAR A OPERAÇÃO DE DESBASTE RELATIVA AO 2º APERTO.	162
FIGURA V.34 - SIMULAÇÃO DAS TRAJETÓRIAS DE ACABAMENTO: A) TRAJETÓRIA DE ACABAMENTO DAS PAREDES VERTICAIS DA ZONA COLAR / HASTE [MASTERCAM®], B) GEOMETRIA FINAL DA PRÓTESE ANTES DE MAQUINAR O PINO DE LIGAÇÃO ENTRE A HASTE E O BLOCO INICIAL [POWERMILL®] C) TRAJETÓRIA DE MAQUINAGEM DO TIPO FLOWLINE USADA NA HASTE [MASTERCAM®] E D) PORMENOR DA LIGAÇÃO ENTRE O PINO E O BLOCO INICIAL [POWERMILL®]	165
FIGURA V.35 - DIFERENTES ETAPAS DAS OPERAÇÕES DE ACABAMENTO DA PRÓTESE EM ALUMÍNIO: RESULTADO FINAL DA HASTE DEPOIS DE EFETUADA A OPERAÇÃO DE ACABAMENTO (A); PORMENOR DO ASPETO DO PESCOÇO/COLAR DA PRÓTESE FEMORAL (B); PORMENOR DA ZONA HASTE/COLAR (C); MAQUINAGEM DA PONTA DA HASTE (D); PRÓTESE DEPOIS DE EFETUADAS TODAS AS OPERAÇÕES DE ACABAMENTO RELATIVAS AO 2º APERTO (E); PORMENOR DA LIGAÇÃO DA HASTE AO BLOCO REMANESCENTE (F).	167
FIGURA V.36 - DEPOSIÇÃO DE PÓ BRANCO NA PRÓTESE PARA POSTERIOR DIGITALIZAÇÃO.	169
FIGURA V.37 - DIFERENÇA DIMENSIONAL NA ZONA DA HASTE, ENTRE A GEOMETRIA CAD ORIGINAL E A PRÓTESE DIGITALIZADA [PRÓTESE MAQUINADA COM O PROGRAMA MASTERCAM®].	170
FIGURA V.38 - DIFERENÇA DIMENSIONAL GLOBAL ENTRE A GEOMETRIA CAD ORIGINAL E A PRÓTESE DIGITALIZADA [PRÓTESE MAQUINADA COM O PROGRAMA POWERMILL®].	170
FIGURA V.39 - PREVISÃO DOS DESVIOS DIMENSIONAIS DA PRÓTESE FEMORAL OBTIDOS DA SIMULAÇÃO DAS TRAJETÓRIAS DE MAQUINAGEM NO MASTERCAM®: ACABAMENTO (C); PORMENOR DA ZONA HASTE/COLAR (D).	171
FIGURA V.40 - COMPARAÇÃO ENTRE OS TEMPOS REAIS E SIMULADOS DE MAQUINAGEM PARA OS DOIS <i>SOFTWARES</i> UTILIZADOS.	172

FIGURA V.41 - COMPARAÇÃO ENTRE OS TEMPOS REAIS E SIMULADOS PARA OS DOIS <i>SOFTWARES</i> POR ZONA DA PRÓTESE E PARA O 1º APERTO.	173
FIGURA V.42 - COMPARAÇÃO ENTRE OS TEMPOS REAIS E SIMULADOS PARA OS DOIS <i>SOFTWARES</i> POR ZONA DA PRÓTESE E PARA O 2º APERTO.	174
FIGURA VI.1 - TRAJETÓRIA DA FERRAMENTA ADOTADA NOS ESTUDOS DE MAQUINABILIDADE.	179
FIGURA VI.2 - INDICAÇÃO DAS 5 CAMADAS DE MATERIAL REMOVIDA DURANTE OS TESTES DE MAQUINABILIDADE.	180
FIGURA VI.3 - EXEMPLO DA AQUISIÇÃO DAS FORÇAS DE CORTE NA LIGA Ti-6Al-4V.	181
FIGURA VI.4 - ESFORÇO DE CORTE SEGUNDO O EIXO X, Y E Z ADQUIRIDO DURANTE A MAQUINAGEM DA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO Co-28Cr-6Mo COM VELOCIDADE DE CORTE DE 65 M/MIN.	183
FIGURA VI.5 - EVOLUÇÃO DAS COMPONENTES DA FORÇA DE CORTE NA MAQUINAGEM DA LIGA DE TITÂNIO, PARA AS 5 PASSAGENS, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 50 M/MIM.	186
FIGURA VI.6 - FORÇA DE MAQUINAGEM PARA A LIGA Ti-6Al-4V, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 50 M/MIN.	188
FIGURA VI.7 - FORÇA DE MAQUINAGEM NA PRIMEIRA PASSAGEM NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS, PARA A LIGA Ti-6Al-4V COM VELOCIDADE DE CORTE DE 50 M/MIN.	189
FIGURA VI.8 - EVOLUÇÃO DAS COMPONENTES DA FORÇA DE CORTE NA MAQUINAGEM DA LIGA DE TITÂNIO, PARA AS 5 PASSAGENS, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 65 M/MIM.	190
FIGURA VI.9 - FORÇA DE MAQUINAGEM PARA A LIGA Ti-6Al-4V, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 65 M/MIN.	192
FIGURA VI.10 - FORÇA DE MAQUINAGEM NA PRIMEIRA PASSAGEM NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS, PARA A LIGA Ti-6Al-4V COM VELOCIDADE DE CORTE DE 65 M/MIN.	193
FIGURA VI.11 - EVOLUÇÃO DAS COMPONENTES DA FORÇA DE CORTE NA MAQUINAGEM DA LIGA DE TITÂNIO, PARA AS 5 PASSAGENS, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 80 M/MIM.	195
FIGURA VI.12 - FORÇA DE MAQUINAGEM PARA A LIGA Ti-6Al-4V COM VELOCIDADE DE CORTE DE 80 M/MIN.	196
FIGURA VI.13 - FORÇA DE MAQUINAGEM NA PRIMEIRA PASSAGEM NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS, PARA A LIGA Ti-6Al-4V COM VELOCIDADE DE CORTE DE 80 M/MIN.	198
FIGURA VI.14 - EVOLUÇÃO DAS COMPONENTES DA FORÇA DE CORTE NA MAQUINAGEM DA LIGA DE TITÂNIO, COM VELOCIDADE DE CORTE CONSTANTE DE 100 M/MIN.	200
FIGURA VI.15 - FORÇA DE MAQUINAGEM PARA A LIGA Ti-6Al-4V COM VELOCIDADE DE CORTE DE 100 M/MIN.	201
FIGURA VI.16 - FORÇA DE MAQUINAGEM NA PRIMEIRA PASSAGEM NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS, PARA A LIGA Ti-6Al-4V COM VELOCIDADE DE CORTE DE 100 M/MIN.	203
FIGURA VI.17 - EVOLUÇÃO DA FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS DA FORÇA DE MAQUINAGEM PARA A LIGA Ti-6Al-4V.	204
FIGURA VI.18 - EVOLUÇÃO DAS COMPONENTES DA FORÇA DE CORTE NA MAQUINAGEM DA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 50 M/MIN.	206
FIGURA VI.19 - FORÇA DE MAQUINAGEM PARA A LIGA Co-28Cr-6Mo PARA A VELOCIDADE DE CORTE DE 50 M/MIN.	207
FIGURA VI.20 - FORÇA DE MAQUINAGEM NA PRIMEIRA PASSAGEM NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS, PARA A LIGA Co-28Cr-6Mo COM VELOCIDADE DE CORTE DE 50 M/MIN.	208
FIGURA VI.21 - EVOLUÇÃO DAS COMPONENTES DA FORÇA DE CORTE NA MAQUINAGEM DA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO COM VELOCIDADE DE CORTE DE 65 M/MIN.	209
FIGURA VI.22 - FORÇA DE MAQUINAGEM PARA A LIGA Co-28Cr-6Mo, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 65 M/MIN.	211

FIGURA VI.23 - FORÇA DE MAQUINAGEM NA PRIMEIRA PASSAGEM NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS, PARA A LIGA Co-28Cr-6Mo COM VELOCIDADE DE CORTE DE 65 M/MIN.	212
FIGURA VI.24 - EVOLUÇÃO DAS COMPONENTES DA FORÇA DE CORTE NA MAQUINAGEM DA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 80 M/MIN.	213
FIGURA VI.25 - FORÇA DE MAQUINAGEM PARA A LIGA Co-28Cr-6Mo COM VELOCIDADE DE CORTE DE 80 M/MIN.	215
FIGURA VI.26 - FORÇA DE MAQUINAGEM NA PRIMEIRA PASSAGEM NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS, PARA A LIGA Co-28Cr-6Mo COM VELOCIDADE DE CORTE DE 80 M/MIN.	216
FIGURA VI.27 - EVOLUÇÃO DAS COMPONENTES DA FORÇA DE CORTE NA MAQUINAGEM DA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 100 M/MIN.	218
FIGURA VI.28 - FORÇA DE MAQUINAGEM PARA A LIGA Co-28Cr-6Mo, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 100 M/MIN.	219
FIGURA VI.29 - FORÇA DE MAQUINAGEM NA PRIMEIRA PASSAGEM NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS, PARA A LIGA Co-28Cr-6Mo COM VELOCIDADE DE CORTE DE 100 M/MIN.	221
FIGURA VI.30 - EVOLUÇÃO DA FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS DA FORÇA DE MAQUINAGEM PARA A LIGA Co-28Cr-6Mo.	223
FIGURA VI.31 - VISTA DA FERRAMENTA EM PERSPETIVA (A), NA VISTA FRONTAL (B) E VISTA DE TOPO COM IDENTIFICAÇÃO DOS GUMES DE CORTE (C).	224
FIGURA VI.32 - VISTA FRONTAL DA FERRAMENTA COM IDENTIFICAÇÃO DA SUPERFÍCIE DE FLANCO QUE CONTÉM AS ARESTAS 1-2-3 (ARESTA 1 É DESIGNADA DE ARESTA DE FLANCO).	225
FIGURA VI.33 - VISTA FRONTAL DA FERRAMENTA COM IDENTIFICAÇÃO DA FACE DE ATAQUE, QUE CONTÉM AS ARESTAS 1-4 (ARESTA 1 É DESIGNADA DE ARESTA DE FLANCO).	226
FIGURA VI.34 - EVOLUÇÃO DO DESGASTE DA ARESTA DE FLANCO EM FUNÇÃO DA VELOCIDADE DE CORTE PARA AS LIGAS DE TITÂNIO E CRÓMIO-COBALTO.	232
FIGURA VI.35 - GEOMETRIA DAS APARAS DA LIGA DE TITÂNIO PARA AS VELOCIDADES DE 50 M/MIN (A), 65 M/MIN (C), 80 M/MIN (E) E 100 M/MIN (G) E PORMENOR DAS APARAS PARA AS VELOCIDADES DE 50 M/MIN (B), 65 M/MIN (D), 80 M/MIN (F) E 100 M/MIN (H).	234
FIGURA VI.36 - GEOMETRIA DAS APARAS DA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO PARA AS VELOCIDADES DE 50 M/MIN (A), 65 M/MIN (C), 80 M/MIN (E) E 100 M/MIN (G) E PORMENOR DAS APARAS PARA AS VELOCIDADES DE 50 M/MIN (B), 65 M/MIN (D), 80 M/MIN (F) E 100 M/MIN (H).	236
FIGURA VI.37 - MORFOLOGIA E PORMENOR DAS APARAS PARA A VELOCIDADE DE 50 M/MIN: LIGA DE TITÂNIO (A) E (C); LIGA DE CRÓMIO-COBALTO (B) E (D).	237
FIGURA VI.38 - DUREZA VICKERS DETERMINADA COM 1KGF SOBRE A SUPERFÍCIE MAQUINADA DA LIGA DE Ti-6Al-4V E LIGA DE Co-28Cr-6Mo.	238
FIGURA VI.39 - INDENTAÇÕES REALIZADAS NO PROVETE DE TITÂNIO, NA ZONA TRANSVERSAL DO PROVETE A 60 E 180 μM DA SUPERFÍCIE MAQUINADA.	240
FIGURA VI.40 - DUREZA AVALIADA TRANSVERSALMENTE À SUPERFÍCIE MAQUINADA À DISTÂNCIA DE 60 μM COM CARGA DE 0,1 KGF DA SUPERFÍCIE E 180 μM COM CARGA DE 0,3 KGF DA SUPERFÍCIE.	240
FIGURA VI.41 - RUGOSIDADE MÉDIA (R _a) DA SUPERFÍCIE MAQUINADA DAS LIGAS Ti-6Al-4V E Co-28Cr-6Mo, PARA AS DIFERENTES VELOCIDADES DE CORTE ESTUDADAS.	242

FIGURA VI.42 - RUGOSIDADE MÁXIMA (R_z) DA SUPERFÍCIE MAQUINADA DAS LIGAS Ti-6Al-4V E Co-28Cr-6Mo, PARA AS DIFERENTES VELOCIDADES DE CORTE ESTUDADAS.	242
FIGURA VI.43 - EVOLUÇÃO DA FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS DA FORÇA DE MAQUINAGEM PARA AS LIGAS Ti-6Al-4V E Co-28Cr-6Mo.	244
FIGURA VI.44 - COMPONENTES DA FORÇA DE MAQUINAGEM PARA A VELOCIDADE DE CORTE DE 50 M/MIN NA LIGA Ti-6Al-4V (A) E Co-28Cr-6Mo (B) COMPONENTES DA FORÇA DE MAQUINAGEM PARA A VELOCIDADE DE CORTE DE 100 M/MIN NA LIGA Ti-6Al-4V (C) E Co-28Cr-6Mo (D).	245
FIGURA VI.45 - GEOMETRIA DA PRÓTESE FEMORAL INSERIDA NOS BLOCOS UTILIZADOS DA LIGA Ti-6Al-4V (A) E DA LIGA Co-28Cr-6Mo (B).	247
FIGURA VI.46 - EVOLUÇÃO DAS FORÇAS DE MAQUINAGEM NO PRIMEIRO PATAMAR DE DESBASTE NA LIGA DE TITÂNIO.	250
FIGURA VI.47 - EVOLUÇÃO DAS FORÇAS DE MAQUINAGEM PARA O QUARTO PATAMAR DE DESBASTE NA LIGA DE TITÂNIO.	251
FIGURA VI.48 - EVOLUÇÃO DAS FORÇAS DE MAQUINAGEM PARA O SÉTIMO PATAMAR DE DESBASTE NA LIGA DE TITÂNIO.	251
FIGURA VI.49 - FORÇA DE MAQUINAGEM OBTIDA DURANTE O DESBASTE DO PRIMEIRO PATAMAR DA LIGA Ti-6Al-4V.	252
FIGURA VI.50 - FORÇA DE MAQUINAGEM OBTIDA DURANTE O DESBASTE DO QUARTO PATAMAR DA LIGA Ti-6Al-4V.	252
FIGURA VI.51 - FORÇA DE MAQUINAGEM OBTIDA DURANTE O DESBASTE DO SÉTIMO PATAMAR DA LIGA Ti-6Al-4V.	253
FIGURA VI.52 - EVOLUÇÃO FORÇA DE MAQUINAGEM NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA PARA A LIGA Ti-6Al-4V, DURANTE A OPERAÇÃO DE DESBASTE PARA O 1º PATAMAR.	254
FIGURA VI.53 - EVOLUÇÃO DO DESGASTE DA ARESTA DE FLANCO NA OPERAÇÃO DE DESBASTE DA LIGA DE TITÂNIO PARA O QUARTO (A), QUINTO (B), SEXTO (C) E SÉTIMO PATAMARES (D).	255
FIGURA VI.54 - EVOLUÇÃO DO DESGASTE DA FERRAMENTA EM FUNÇÃO DO COMPRIMENTO LINEAR DE MAQUINAGEM PERCORRIDO NA OPERAÇÃO DE DESBASTE DA LIGA DE TITÂNIO.	256
FIGURA VI.55 - RESULTADO DA OPERAÇÃO DE DESBASTE EFETUADO NA LIGA Ti-6Al-4V.	257
FIGURA VI.56 - EVOLUÇÃO DAS FORÇAS DE MAQUINAGEM DURANTE A OPERAÇÃO DE SEMI-ACABAMENTO DA PRÓTESE FEMORAL NA LIGA DE TITÂNIO, COM UMA FRESA DE PONTA ESFÉRICA.	257
FIGURA VI.57 - EVOLUÇÃO DAS FORÇAS DE MAQUINAGEM DURANTE A OPERAÇÃO DE ACABAMENTO DA PRÓTESE FEMORAL NA LIGA DE TITÂNIO, COM UMA FRESA DE PONTA ESFÉRICA.	258
FIGURA VI.58 - FORÇA DE MAQUINAGEM OBTIDA DURANTE O SEMI-ACABAMENTO DA LIGA Ti-6Al-4V COM UMA FRESA DE PONTA ESFÉRICA.	259
FIGURA VI.59 - FORÇA DE MAQUINAGEM OBTIDA DURANTE O ACABAMENTO DA LIGA Ti-6Al-4V COM UMA FRESA DE PONTA ESFÉRICA.	259
FIGURA VI.60 - FORÇA DE MAQUINAGEM NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA PARA A LIGA Ti-6Al-4V, DURANTE A OPERAÇÃO DE SEMI-ACABAMENTO COM UMA FRESA DE PONTA ESFÉRICA.	261
FIGURA VI.61 - FORÇA DE MAQUINAGEM NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA PARA A LIGA Ti-6Al-4V, DURANTE A OPERAÇÃO DE ACABAMENTO COM UMA FRESA DE PONTA ESFÉRICA.	261
FIGURA VI.62 - PRÓTESE FEMORAL NA LIGA DE Ti-6Al-4V, DEPOIS DE EFETUADAS AS OPERAÇÕES DE MAQUINAGEM.	262
FIGURA VI.63 - EVOLUÇÃO DAS COMPONENTES DA FORÇA DE CORTE PARA O PRIMEIRO PATAMAR DE DESBASTE NA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO.	263
FIGURA VI.64 - EVOLUÇÃO DAS COMPONENTES DA FORÇA DE CORTE PARA O SEGUNDO PATAMAR DE DESBASTE NA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO.	264

FIGURA VI.65 - EVOLUÇÃO DAS COMPONENTES DA FORÇA DE CORTE PARA O TERCEIRO PATAMAR DE DESBASTE NA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO.	264
FIGURA VI.66 - FORÇA DE MAQUINAGEM OBTIDA DURANTE O DESBASTE DO PRIMEIRO PATAMAR DA LIGA Co-28Cr-6Mo.	265
FIGURA VI.67 - FORÇA DE MAQUINAGEM OBTIDA DURANTE O DESBASTE DO SEGUNDO PATAMAR DA LIGA Co-28Cr-6Mo.	265
FIGURA VI.68 - FORÇA DE MAQUINAGEM OBTIDA DURANTE O DESBASTE DO TERCEIRO PATAMAR DA LIGA Co-28Cr-6Mo.	266
FIGURA VI.69 - FORÇA DE MAQUINAGEM NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA PARA A LIGA Co-28Cr-6Mo, DURANTE A OPERAÇÃO DE DESBASTE PARA O 1º PATAMAR.	267
FIGURA VI.70 - EVOLUÇÃO DO DESGASTE DA ARESTA DE FLANCO NA OPERAÇÃO DE DESBASTE DA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO PARA O PRIMEIRO (A) E TERCEIRO PATAMARES (B).	268
FIGURA VI.71 - EVOLUÇÃO DO DESGASTE DA FERRAMENTA EM FUNÇÃO DO COMPRIMENTO LINEAR DE MAQUINAGEM PERCORRIDO NA OPERAÇÃO DE DESBASTE DA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO.	269
FIGURA VI.72 - RESULTADO DA OPERAÇÃO DE DESBASTE EFETUADO NA LIGA Co-28Cr-6Mo.	269
FIGURA VI.73 - EVOLUÇÃO DAS COMPONENTES DA FORÇA DE CORTE DURANTE A OPERAÇÃO DE SEMI-ACABAMENTO NA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO, COM UMA FRESA DE PONTA ESFÉRICA.	270
FIGURA VI.74 - EVOLUÇÃO DAS COMPONENTES DA FORÇA DE CORTE DURANTE A OPERAÇÃO DE ACABAMENTO NA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO, COM UMA FRESA DE PONTA ESFÉRICA.	270
FIGURA VI.75 - FORÇA DE MAQUINAGEM OBTIDA DURANTE O SEMI-ACABAMENTO DA LIGA Co-28Cr-6Mo COM UMA FRESA DE PONTA ESFÉRICA.	271
FIGURA VI.76 - FORÇA DE MAQUINAGEM OBTIDA DURANTE O ACABAMENTO DA LIGA Co-28Cr-6Mo COM UMA FRESA DE PONTA ESFÉRICA.	271
FIGURA VI.77 - FORÇA DE MAQUINAGEM NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA PARA A LIGA Co-28Cr-6Mo, DURANTE A OPERAÇÃO DE SEMI-ACABAMENTO COM UMA FRESA DE PONTA ESFÉRICA.	273
FIGURA VI.78 - FORÇA DE MAQUINAGEM NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA PARA A LIGA Co-28Cr-6Mo, DURANTE A OPERAÇÃO DE ACABAMENTO COM UMA FRESA DE PONTA ESFÉRICA.	273
FIGURA VI.79 - PRÓTESE FEMORAL NA LIGA Co-28Cr-6Mo, DEPOIS DE EFETUADAS TODAS AS OPERAÇÕES DE MAQUINAGEM.	274
FIGURA VI.80 - EVOLUÇÃO DO DESGASTE DA FERRAMENTA EM FUNÇÃO DO COMPRIMENTO PERCORRIDO NA OPERAÇÃO DE DESBASTE DA LIGA DE TITÂNIO E DA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO.	276

ÍNDICE DE TABELAS

TABELA II.1 - PROPRIEDADES DO OSSO CORTICAL VS MATERIAIS METÁLICOS PARA IMPLANTES.	21
TABELA II.2 - APLICAÇÕES DE MATERIAIS SINTÉTICOS E MATERIAIS NATURAIS MODIFICADOS EM MEDICINA (ARAÚJO, 2005; MATSUI, 2007).	22
TABELA II.3 - PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS MATERIAIS POLIMÉRICOS BIOCOMPATÍVEIS (RELVAS, 2007).	29
TABELA II.4 - COMPOSIÇÃO QUÍMICA (EM PERCENTAGEM) DOS AÇOS INOXIDÁVEIS (SCHNEIDER, ET AL., 2006; SOKEI, ET AL., 2006; TEBECHERANI, 2011; RELVAS, 2007).	33
TABELA II.5 - CLASSIFICAÇÃO DAS LIGAS DE TITÂNIO (KNOLL & SCHAEFFER, 2006).	35
TABELA II.6 - COMPOSIÇÃO QUÍMICA DA LIGA Ti-6Al-4V SEGUNDO A NORMA ASTM B 381-71 (KNOLL & SCHAEFFER, 2006)	35
TABELA II.7 - COMPOSIÇÃO QUÍMICA DAS LIGAS DE TITÂNIO PURO (EM PERCENTAGEM) (SRIVASTAV, 2011; RELVAS, 2007)	36
TABELA II.8 - COMPOSIÇÃO QUÍMICA (EM PERCENTAGEM) DAS LIGAS DE CRÔMIO - COBALTO (SRIVASTAV, 2011; RELVAS, 2007; NIINOMI, 2002).	38
TABELA IV.1 - PRINCIPAIS TIPOS DE DESGASTE E AVARIAS QUE PODEM OCORRER NA FERRAMENTA DE CORTE DURANTE A MAQUINAGEM (SANDVIK, 2010).	98
TABELA IV.2 - COMPARAÇÃO DAS PRINCIPAIS PROPRIEDADES MECÂNICAS E TÉRMICA DA LIGA Co-28Cr-6Mo COM A LIGA Ti-6Al-4V E AÇO INOXIDÁVEL AISI 316L.	112
TABELA IV.3 - VALORES RELATIVOS DAS PROPRIEDADES DE UTILIZADAS EM MAQUINAGEM (KOIKE, ET AL., 2009).	114
TABELA IV.4 - PARÂMETROS DE CORTE ADOTADOS NOS PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS PARA ESTUDO DA INFLUÊNCIA DO USO DE DIFERENTES GEOMETRIAS DE FERRAMENTAS E VELOCIDADES DE CORTE NA VIDA ÚTIL DA FERRAMENTA NA MAQUINAGEM DE LIGAS DE Co-Cr-Mo (KOIKE, ET AL., 2009).	116
TABELA V.1 - PROPRIEDADES MECÂNICAS DA LIGA DE ALUMÍNIO 7075-T651 (DADOS DO FABRICANTE).	130
TABELA V.2 - PROPRIEDADES MECÂNICAS DA LIGA Ti-6Al-4V e Co-28Cr-6Mo (ASHBY, 2011).	130
TABELA V.3 - ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS DO SCANNER LASER 3D LPX-600.	135
TABELA V.4 - ESPECIFICAÇÕES DAS FERRAMENTAS UTILIZADAS NOS PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS.	141
TABELA V.5 - FERRAMENTAS E RESPETIVOS PARÂMETROS DE CORTE PARA MAQUINAGEM DA PRÓTESE FEMORAL EM LIGA DE ALUMÍNIO.	143

TABELA V.6 - PARÂMETROS DE CORTE ESTABELECIDOS PARA O ESTUDO DA MAQUINABILIDADE DAS LIGAS DE TITÂNIO E CRÓMIO-COBALTO.	143
TABELA V.7 - PARÂMETROS DE SAÍDA NO ESTUDO MAQUINABILIDADE DAS LIGAS DE TITÂNIO E CRÓMIO-COBALTO.	145
TABELA V.8 - TRAJETÓRIAS DISPONÍVEIS NA VERSÃO MASTERCAM® X5 PARA A OPÇÃO SURFACE HIGH SPEED.	148
TABELA V.9 - TRAJETÓRIAS DISPONÍVEIS NA VERSÃO POWERMILL® 10 PARA A MAQUINAGEM DE ELEMENTOS 3D.	149
TABELA V.10 - CICLOS DE DESBASTE ADOTADOS DE ACORDO COM O PROGRAMA DE CAM UTILIZADO.	157
TABELA V.11 - RESTANTES PARÂMETROS DE MAQUINAGEM PARA AS OPERAÇÕES DE DESBASTE.	157
TABELA V.12 - TEMPOS REAIS E SIMULADOS PARA A OPERAÇÃO DE DESBASTE.	160
TABELA V.13 - CICLOS DE SEMI-ACABAMENTO ADOTADOS DE ACORDO COM O PROGRAMA DE CAM UTILIZADO.	161
TABELA V.14 - PARÂMETROS DE MAQUINAGEM UTILIZADOS PARA A OPERAÇÃO DE SEMI-ACABAMENTO.	161
TABELA V.15 - TEMPOS REAIS E SIMULADOS PARA A OPERAÇÃO DE SEMI-ACABAMENTO.	163
TABELA V.16 - CICLOS DE MAQUINAGEM ADOTADOS PARA DIFERENTES ZONAS DA PRÓTESE NA OPERAÇÃO DE ACABAMENTO.	164
TABELA V.17 - CICLOS DE MAQUINAGEM ADOTADOS PARA O SEMI-ACABAMENTO DA ZONA 4 DA PRÓTESE.	164
TABELA V.18 - CICLOS DE MAQUINAGEM ADOTADOS PARA FINALIZAÇÃO DA ZONA 4 DA PRÓTESE.	164
TABELA V.19 - RESTANTES PARÂMETROS DE MAQUINAGEM PARA AS OPERAÇÕES DE ACABAMENTO.	166
TABELA V.20 - TEMPOS REAIS E SIMULADOS PARA AS OPERAÇÕES DE ACABAMENTO.	168
TABELA VI.1 - REFERÊNCIAS ATRIBUÍDAS AOS PROJETOS PARA CADA ENSAIO REALIZADO.	182
TABELA VI.2 - REFERÊNCIA ATRIBUÍDA AOS PROJETOS DOS ENSAIOS DE AQUISIÇÃO DA FORÇA DE CORTE.	183
TABELA VI.3 - VALORES MÁXIMOS, MÍNIMOS E VALOR RMS (ROOT MEAN SQUARE) DAS COMPONENTES DA FORÇA DE CORTE NA MAQUINAGEM DA LIGA DE TITÂNIO COM VELOCIDADE DE CORTE DE 50 M/MIN.	187
TABELA VI.4 - FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS DA FORÇA DE MAQUINAGEM PARA A LIGA Ti-6Al-4V, PARA A VELOCIDADE DE CORTE DE 50 M/MIN.	188
TABELA VI.5 - VALORES MÉDIOS E DESVIO-PADRÃO DA FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS MÉDIO DA FORÇA DE MAQUINAGEM OBTIDOS PARA A LIGA Ti-6Al-4V, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 50 M/MIN.	188
TABELA VI.6 - EVOLUÇÃO FORÇA DE MAQUINAGEM NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS PARA A LIGA Ti-6Al-4V COM VELOCIDADE DE CORTE DE 50 M/MIN.	189
TABELA VI.7 - VALORES MÁXIMOS, MÍNIMOS E VALOR RMS (ROOT MEAN SQUARE) DAS COMPONENTES DA FORÇA DE CORTE NA MAQUINAGEM DA LIGA DE TITÂNIO COM VELOCIDADE DE CORTE DE 65 M/MIN.	191
TABELA VI.8 - FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS DA FORÇA DE MAQUINAGEM PARA A LIGA Ti-6Al-4V, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 65 M/MIN.	192
TABELA VI.9 - VALORES MÉDIOS E DESVIO-PADRÃO DA FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS MÉDIO DA FORÇA DE MAQUINAGEM OBTIDOS PARA A LIGA Ti-6Al-4V, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 65 M/MIN.	193
TABELA VI.10 - EVOLUÇÃO FORÇA DE MAQUINAGEM NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS PARA A LIGA Ti-6Al-4V COM VELOCIDADE DE CORTE DE 65 M/MIN.	194
TABELA VI.11 - VALORES MÁXIMOS, MÍNIMOS E VALOR RMS (ROOT MEAN SQUARE) DAS COMPONENTES DA FORÇA DE CORTE NA MAQUINAGEM DA LIGA DE TITÂNIO COM VELOCIDADE DE CORTE DE 80 M/MIN.	195
TABELA VI.12 - FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS DA FORÇA DE MAQUINAGEM PARA A LIGA Ti-6Al-4V, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 80 M/MIN.	197

TABELA VI.13 - VALORES MÉDIOS E DESVIO-PADRÃO DA FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS MÉDIO DA FORÇA DE MAQUINAGEM OBTIDOS PARA A LIGA Ti-6Al-4V, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 80 M/MIN.	197
TABELA VI.14 - EVOLUÇÃO FORÇA DE MAQUINAGEM NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS PARA A LIGA Ti-6Al-4V COM VELOCIDADE DE CORTE DE 80 M/MIN.	198
TABELA VI.15 - VALORES MÁXIMOS, MÍNIMOS E VALOR RMS (ROOT MEAN SQUARE) DAS COMPONENTES DA FORÇA DE CORTE NA MAQUINAGEM DA LIGA DE TITÂNIO COM VELOCIDADE DE CORTE DE 100 M/MIN.	200
TABELA VI.16 - FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS DA FORÇA DE MAQUINAGEM, PARA A LIGA Ti-6Al-4V, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 100 M/MIN.	201
TABELA VI.17 - VALORES MÉDIOS E DESVIO-PADRÃO DA FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS MÉDIO DA FORÇA DE MAQUINAGEM OBTIDOS PARA A LIGA Ti-6Al-4V, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 100 M/MIN.	202
TABELA VI.18 - EVOLUÇÃO FORÇA DE MAQUINAGEM NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS PARA A LIGA Ti-6Al-4V COM VELOCIDADE DE CORTE DE 100 M/MIN.	203
TABELA VI.19 - VALORES MÉDIOS E DESVIO-PADRÃO DA FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS DA FORÇA DE MAQUINAGEM PARA A LIGA Ti-6Al-4V.	204
TABELA VI.20 - VALORES MÁXIMOS, MÍNIMOS E VALOR RMS (ROOT MEAN SQUARE) DAS COMPONENTES DA FORÇA DE CORTE PARA A LIGA DE CRÓMIO-COBALTO, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 50 M/MIN.	206
TABELA VI.21 - FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS DA FORÇA DE MAQUINAGEM, OBTIDOS NA LIGA Co-28Cr-6Mo, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 50 M/MIN.	207
TABELA VI.22 - VALOR MÉDIO E DESVIO-PADRÃO DA FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS MÉDIO DA FORÇA DE MAQUINAGEM PARA A LIGA Co-28Cr-6Mo, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 50 M/MIN.	208
TABELA VI.23 - EVOLUÇÃO FORÇA DE MAQUINAGEM NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS PARA A LIGA Co-28Cr-6Mo COM VELOCIDADE DE CORTE DE 50 M/MIN.	209
TABELA VI.24 - VALORES MÁXIMOS, MÍNIMOS E VALOR RMS (ROOT MEAN SQUARE) DAS COMPONENTES DA FORÇA DE CORTE NA MAQUINAGEM DA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO, COM UMA VELOCIDADE DE CORTE DE 65 M/MIN.	210
TABELA VI.25 - FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS DA FORÇA DE MAQUINAGEM PARA A LIGA Co-28Cr-6Mo, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 65 M/MIN.	211
TABELA VI.26 - VALOR MÉDIO E DESVIO-PADRÃO DA FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS MÉDIO DA FORÇA DE MAQUINAGEM, OBTIDOS NA MAQUINAGEM DA LIGA Co-28Cr-6Mo, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 65 M/MIN.	212
TABELA VI.27 - EVOLUÇÃO FORÇA DE MAQUINAGEM NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS PARA A LIGA Co-28Cr-6Mo COM VELOCIDADE DE CORTE DE 65 M/MIN.	213
TABELA VI.28 - VALORES MÁXIMOS, MÍNIMOS E VALOR RMS (ROOT MEAN SQUARE) DAS COMPONENTES DA FORÇA DE CORTE NA MAQUINAGEM DA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO, COM UMA VELOCIDADE DE CORTE DE 80 M/MIN.	214
TABELA VI.29 - FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS DA FORÇA DE MAQUINAGEM OBTIDOS NA LIGA Co-28Cr-6Mo, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 80 M/MIN.	215
TABELA VI.30 - VALOR MÉDIO E DESVIO-PADRÃO DA FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS MÉDIO DA FORÇA DE MAQUINAGEM PARA A LIGA Co-28Cr-6Mo, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 80 M/MIN.	216
TABELA VI.31 - EVOLUÇÃO FORÇA DE MAQUINAGEM NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS PARA A LIGA Co-28Cr-6Mo COM VELOCIDADE DE CORTE DE 80 M/MIN.	217

TABELA VI.32 - VALORES MÁXIMOS, MÍNIMOS E VALOR RMS (ROOT MEAN SQUARE) DAS COMPONENTES DA FORÇA DE CORTE NA MAQUINAGEM DA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 100 M/MIN.	218
TABELA VI.33 - FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS DA FORÇA DE MAQUINAGEM PARA A LIGA CO-28CR-6MO, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 100 M/MIN.	219
TABELA VI.34 - VALOR MÉDIO E DESVIO-PADRÃO DA FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS MÉDIO DA FORÇA DE MAQUINAGEM, NA LIGA CO-28CR-6MO, COM VELOCIDADE DE CORTE DE 100 M/MIN.	220
TABELA VI.35 - EVOLUÇÃO FORÇA DE MAQUINAGEM NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS PARA A LIGA CO-28CR-6MO COM VELOCIDADE DE CORTE DE 100 M/MIN.	221
TABELA VI.36 - VALORES MÉDIOS E DESVIO-PADRÃO DA FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS DA FORÇA DE MAQUINAGEM PARA A LIGA CO-28CR-6MO.	222
TABELA VI.37 - TEMPO DE MAQUINAGEM E COMPRIMENTO DE CORTE USADOS NA DETERMINAÇÃO DO DESGASTE DAS FERRAMENTAS.	225
TABELA VI.38 - VISTA DE TOPO DAS FERRAMENTAS UTILIZADAS NOS ENSAIOS COM DIFERENTES VELOCIDADES DE CORTE, APÓS O PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.	227
TABELA VI.39 - ANÁLISE DO DESGASTE NA SUPERFÍCIE DE FLANCO DA FERRAMENTA, PARA A MAQUINAGEM DA LIGA DE TITÂNIO COM DIFERENTES VELOCIDADES DE CORTE.	228
TABELA VI.40 - ANÁLISE DO DESGASTE NA SUPERFÍCIE DE FLANCO DA FERRAMENTA, PARA A MAQUINAGEM DA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO COM DIFERENTES VELOCIDADES DE CORTE.	229
TABELA VI.41 - ANÁLISE DO DESGASTE NA FACE DE ATAQUE DA FERRAMENTA, PARA A MAQUINAGEM DAS LIGAS DE TITÂNIO E DE CRÓMIO-COBALTO COM DIFERENTES VELOCIDADES DE CORTE.	230
TABELA VI.42 - DESGASTE NA ARESTA DE FLANCO MEDIDO NA FACE DE ATAQUE, NOS ENSAIOS REALIZADOS NA LIGA DE TITÂNIO.	231
TABELA VI.43 - DESGASTE NA ARESTA DE FLANCO MEDIDO NA FACE DE ATAQUE, NOS ENSAIOS REALIZADOS NA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO.	231
TABELA VI.44 - CICLOS DE MAQUINAGEM ADOTADOS NA MAQUINAGEM DA PRÓTESE FEMORAL NAS LIGAS DE TITÂNIO E CRÓMIO-COBALTO.	246
TABELA VI.45 - PARÂMETROS DE CORTE ESTABELECIDOS NA OPERAÇÃO DE DESBASTE DA PRÓTESE FEMORAL NAS LIGAS DE TITÂNIO E CRÓMIO-COBALTO.	247
TABELA VI.46 - DIVISÃO DO DESBASTE EM PATAMARES PARA A LIGA DE TITÂNIO.	248
TABELA VI.47 - DIVISÃO DO DESBASTE EM PATAMARES PARA A LIGA DE CRÓMIO-COBALTO.	248
TABELA VI.48 - PARÂMETROS DE CORTE ESTABELECIDOS NA OPERAÇÃO DE SEMI-ACABAMENTO E ACABAMENTO DA PRÓTESE FEMORAL NAS LIGAS DE TITÂNIO E CRÓMIO-COBALTO.	249
TABELA VI.49 - PERCURSOS PERCORRIDOS PELA FERRAMENTA NA OPERAÇÃO DE SEMI-ACABAMENTO E ACABAMENTO DA PRÓTESE FEMORAL NAS LIGAS DE TITÂNIO E CRÓMIO-COBALTO.	250
TABELA VI.50 - FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS DA FORÇA DE MAQUINAGEM, OBTIDOS NA MAQUINAGEM DA LIGA DE TITÂNIO.	253
TABELA VI.51 - EVOLUÇÃO FORÇA DE MAQUINAGEM NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS PARA A LIGA Ti-6Al-4V PARA A OPERAÇÃO DE DESBASTE POR PATAMARES.	254

TABELA VI.52 - FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS DA FORÇA DE MAQUINAGEM, OBTIDOS NAS OPERAÇÕES DE SEMI-ACABAMENTO E ACABAMENTO DA LIGA DE TITÂNIO.	260
TABELA VI.53 - EVOLUÇÃO DA FORÇA DE MAQUINAGEM NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS PARA A LIGA Ti-6Al-4V NAS OPERAÇÕES DE SEMI-ACABAMENTO E ACABAMENTO.	262
TABELA VI.54 - FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS DA FORÇA DE MAQUINAGEM, NA OPERAÇÃO DE DESBASTE DA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO.	266
TABELA VI.55 - FORÇA DE MAQUINAGEM NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS PARA A LIGA Co-28Cr-6Mo PARA A OPERAÇÃO DE DESBASTE.	267
TABELA VI.56 - FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E VALOR RMS DA FORÇA DE MAQUINAGEM, OBTIDOS NAS OPERAÇÕES DE SEMI-ACABAMENTO E ACABAMENTO DA MAQUINAGEM DA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO.	272
TABELA VI.57 - EVOLUÇÃO FORÇA DE MAQUINAGEM NO DOMÍNIO DAS FREQUÊNCIAS PARA A LIGA Co-28Cr-6Mo PARA AS OPERAÇÕES DE SEMI-ACABAMENTO E ACABAMENTO.	274
TABELA VI.58 - COMPARAÇÃO DA FORÇA DE MAQUINAGEM MÁXIMA E O VALOR RMS DA FORÇA DE MAQUINAGEM, OBTIDOS PARA A GEOMETRIA SIMPLES ESTUDADA E GEOMETRIA PARCIAL DA PRÓTESE FEMORAL NA OPERAÇÃO DE DESBASTE.	275

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

SUMÁRIO:

EFETUA-SE O ENQUADRAMENTO GLOBAL DA DISSERTAÇÃO E DEFINEM-SE OS OBJETIVOS ENTRE OS QUAIS SE DESTACAM A OTIMIZAÇÃO DAS ESTRATÉGIAS DE MAQUINAGEM PARA FABRICAÇÃO DE UMA PRÓTESE FEMORAL ANATÔMICA ATRAVÉS DA MAQUINAGEM ASSISTIDA POR COMPUTADOR, O ESTUDO DA FRESAGEM DAS LIGAS DE TITÂNIO E CRÔMIO-COBALTO USADAS NAS PRÓTESES FEMORAIS. APRESENTA-SE AINDA A ORGANIZAÇÃO DA TESE RESUMINDO-SE O SEU CONTEÚDO.

I.1 - MOTIVAÇÃO

Nos últimos anos temos assistido a inúmeros desenvolvimentos inovadores que mostram que as fronteiras do conhecimento específico de cada área tendem a ser cada vez mais flexíveis. Também na maquinagem assistida por computador (CNC), é possível verificar que os novos desenvolvimentos na geração e programação de trajetórias da ferramenta permitiram reduzir o tempo de maquinagem significativamente. No entanto, esta melhoria de produtividade tem sido acompanhada por um aumento da complexidade do processo (Sheltami, et al., 1998; Siller, et al., 2006; Duc, et al., 1999). Estudos realizados com base na integração das tecnologias de conceção e maquinagem assistidos por computador (CAD/CAM/CNC) revelaram a existência de problemas associados à utilização destas tecnologias, nomeadamente a otimização do tempo de maquinagem a partir da otimização da velocidade de avanço pode ser condicionada pelo tipo de dados, tempo de transferência e processamento da informação (Relvas & Simões, 2004; Farouki, et al., 2000; Timar, et al., 2005; Chiou & Lee, 2002; Radzevich, 2006). Estes fatores apresentam influência direta na precisão da geometria obtida e na qualidade do acabamento superficial (Kim & Sarma, 2002; Lee, 1998; Tournier & Duc, 2005; Lavernhe, et al., 2008). Poder-se-ia pensar que o recurso à maquinagem a cinco eixos pode resolver esses problemas, mas é importante referir que a cinemática dos centros de maquinagem de cinco eixos se caracteriza pela existência de dois eixos adicionais em relação aos três eixos de translação linear habitualmente existentes nos equipamentos mais convencionais, o que representa uma maior liberdade de orientação da ferramenta de corte e, conseqüentemente, a criação de maiores exigências no controlo das trajetórias geradas (Anotaiapaiboon, et al., 2006). No entanto, a maquinagem a cinco eixos é usada geralmente nas operações de acabamento de geometrias complexas, sendo que as operações de desbaste e semi-acabamento continuam a ser

frequentemente realizadas a três eixos, em primeiro lugar pela rigidez que a maquinação a três eixos promove no centro de maquinação e, em segundo lugar, porque nas operações de desbaste e semi-acabamento a precisão da geometria obtida e a qualidade do acabamento superficial não é o fator determinante em termos de maquinação uma vez que a peça ainda necessita de diversas operações de acabamento para se atingir a geometria final. Deste modo a maquinação a cinco eixos nas operações de acabamento e as metodologias de seleção das trajetórias da ferramenta na geração de superfícies complexas, como as existentes em determinados tipos de implantes médicos, permitem minimizar o desvio dimensional e melhorar a qualidade do acabamento superficial, a partir da correta previsão do comportamento do binómio ferramenta-peça (Altintas & Erkorkmaz, 2003).

Assim, têm sido realizados diversos estudos que visam desenvolver um maior conhecimento do processo de maquinação assistida por computador e estabelecer modelos previsionais que permitam uma maior concordância entre o modelo virtual/teórico simulado no CAD/CAM e o modelo físico/real obtido na máquina (Jerard, et al., 1989). Também o estudo da maquinabilidade de materiais metálicos, poliméricos e compósitos tem sido amplamente divulgado no meio científico, no entanto, realçam-se algumas lacunas, como a baixa aplicação destes conhecimentos no fabrico e maquinação de implantes e dispositivos biomédicos, considerando que estes componentes apresentam por vezes particularidades geométricas que os diferenciam dos outros elementos da fabricação mecânica convencional. Deste modo, a alteração dos requisitos de fabrico associados à tipologia destes componentes, com geometrias anatómicas complexas, semi-funcionais e tolerâncias de fabrico menores e contíguas com outras zonas funcionais e com elevada precisão dimensional, permitem ou não estabelecer uma metodologia diferenciada em função do custo do processo de maquinação.

A título de exemplo registe-se na área médico-dentária, ao aparecimento e desenvolvimento de sistemas integrados mais ou menos dedicados, sendo evidentes os atuais benefícios para os pacientes, nomeadamente o menor tempo de fabrico e colocação de pontes e implantes dentários, os modelos dentários personalizados, as reconstruções dentárias mais fiéis, os menores custos e a melhor qualidade da prestação de serviços. Outras aplicações, como o fabrico de implantes ortopédicos por medida ou personalizados, poderão também ser obtidos por esta tecnologia. Em primeiro lugar, refira-se que este tipo de implantes ortopédicos nunca poderá ser visto como uma extravagância ou luxo, mas antes uma solução de futuro face ao aumento de cirurgias cada vez mais complexas, como por exemplo as artroplastias de revisão e a necessidade de suprir elevadas perdas ósseas decorrentes de intervenções cirúrgicas anteriores. Tal representa um fator de

desenvolvimento resultante de uma população com maior esperança de vida, com mais recursos e com maior acesso aos meios clínicos, e que deseja manter os níveis de atividade e qualidade de vida. Os implantes ortopédicos personalizados poderão igualmente ajudar uma população mais jovem que, em resultado de um acidente ou acometidos de uma intervenção cirúrgica que resulte em grandes perdas ósseas (os tumores podem ser uma das causas de necessária remoção óssea), poderão não encontrar no mercado soluções que lhe permitam recuperar uma vida ativa e tão normal quanto possível.

O potencial desta tecnologia e o melhor conhecimento do processo poderão assim contribuir para a diminuição dos tempos e dos custos associados ao fabrico de dispositivos específicos de cirurgia ou ao fabrico de modelos médicos antropomórficos que possam ser usados noutros contextos de desenvolvimento (Relvas, et al., 2009; Simões & Relvas, 2003). Neste âmbito, refira-se o crescente recurso às tecnologias de prototipagem rápida (PR), como uma das formas mais diretas de realização de modelos físicos a partir de informação gerada em CAD 3D, nomeadamente na obtenção de superfícies complexas existentes nos modelos anatómicos. Saliente-se que apesar dos enormes desenvolvimentos desta tecnologia, estas apresentam ainda limitações ao nível da variedade de materiais biocompatíveis e bio funcionais disponibilizados e que possibilitem a realização de implantes. Os processos de prototipagem rápida que permitem o fabrico de modelos em materiais metálicos são ainda onerosos (equipamento e matéria-prima) e, talvez por isso, tenham ainda pouca implantação comparativamente com a tecnologia de maquinagem assistida por computador. Saliente-se ainda a maior versatilidade e flexibilidade dos equipamentos de maquinagem assistida por computador e a histórica implantação da tecnologia CAD/CAM/CNC no país, nomeadamente através das indústrias de moldes e ferramentas. Estes factos permitem concluir que o investimento no estudo e desenvolvimento da aplicação desta tecnologia no fabrico de dispositivos médicos e implantes ortopédicos poderá constituir uma base sólida de soluções fiáveis e de base científica para o futuro, permitindo tempos de execução mais curtos que as alternativas atualmente existentes e igualmente custos mais baixos. No entanto, talvez o maior inconveniente desta tecnologia possa mesmo residir na complexidade do processo e no controlo efetivo do resultado do mesmo. Isto é, o processo de fabrico de peças por maquinagem é *per si* um processo complexo que exige um conhecimento muito específico e cujo resultado final pode ser afetado por um conjunto muito vasto de parâmetros que são necessários definir ao longo de todas as etapas envolvidas pelo processo desde o modelo CAD até ao produto final, passando obviamente pela geração de trajetórias, programação dos equipamentos e conhecimento específico do operador.

I.2 - OBJETIVOS E PLANO DE TRABALHOS

A cirurgia reconstrutiva de articulações é em grande parte dominada por intervenções no joelho, anca e ombro, sendo no entanto a reconstrução do joelho e da anca as que predominam (Artroplastia, 2011). Através da análise das tendências sociais e demográficas no ocidente, pode-se verificar que além de uma população em ritmo de envelhecimento acelerado e com melhor acesso a este tipo de intervenções cirúrgicas (Deb & Koller, 2008; Dang, et al., 2011), o crescimento destas intervenções também tem sido alimentado por países em desenvolvimento tais como a Índia e a China (Rawal, et al., 2013). Estes dois países juntos representam 37% da população global. Para realçar este potencial de crescimento, considere-se que atualmente os EUA e a Europa são os maiores consumidores no mercado, representando aproximadamente 80% de consumo mundial (50% EUA, 30% Europa) (Datamonitor, 2006), apesar de constituírem unicamente 17% da população mundial. Em 2008, a cirurgia do joelho e da anca teve a um crescimento de receitas de mais de 17% fora dos Estados Unidos, tendo sido mais do dobro do valor de crescimento do mercado dos Estados Unidos (Viscogliosi, 2009), prevendo-se um aumento de 174% até 2030 (Dang, et al., 2011; Kurtz, et al., 2007; Pivec, et al., 2012; Bang, et al., 2010).

Os estudos de maquinabilidade dos biomateriais e outros aplicados na área médica são extensos. Todavia, muitos destes estudos recorrem a modelos de geometria regular e operações elementares de maquinagem (Costa & Lajarin, 2012; Balažic & Kopač, 2010; Ramsden, et al., 2007; Abellán-Nebot, et al., 2012; Elmagrabi, et al., 2008; Wenera, et al., 2000; Rawal, et al., 2012). Relativamente às operações elementares de maquinagem, a tecnologia preferencial da grande maioria dos estudos académicos é o torneamento, em virtude da simplicidade de análise (corte ortogonal) e para além disso o biomaterial preferencial de estudo é a liga de titânio Ti-6Al-4V. Pouca ou quase nenhuma informação se encontra publicada nos meios científicos sobre a fresagem do biomaterial Co-28Cr-6Mo. Sendo assim, pretende-se que este trabalho seja mais um contributo para o estudo da maquinabilidade da liga de cromo-cobalto, tendo-se dessa forma delineados os seguintes objetivos:

- Estudar a maquinabilidade da liga de Co-28Cr-6Mo em confrontação com a liga Ti-6Al-4V;

- Aplicar os resultados em operações de maquinagem complexas, através do recurso a *softwares* de fabrico assistido por computador (CAM) em geometrias complexas como é o caso das próteses femorais anatómicas.

Para cumprimento aos objetivos esboçados, primeiramente pretendeu-se sobretudo estudar as particularidades das operações de maquinagem de próteses e implantes com superfícies complexas e analisar as suas condições de corte. O estabelecimento dessas condições e a otimização do processo foi analisado numa perspetiva de multiobjectivo e multicritério que contemplassem, entre outras funções, o menor tempo de maquinagem, o tempo de vida útil da ferramenta e controlo do desgaste da mesma e a integridade da superfície maquinada. Nesta análise, foi considerada a introdução de restrições tecnológicas na determinação do menor tempo de maquinagem. Por outro lado, o tempo de vida das ferramentas e o controlo do seu desgaste relativo são fatores que, para além da sua relevância económica, permitem a avaliação da necessidade ou não da troca da ferramenta durante a maquinagem e a qualidade da superfície final obtida. No sentido de perceber o estado de desenvolvimento tecnológico e a influência dos conhecimentos técnicos entendeu-se efetuar a avaliação comparativa de pelo menos duas das aplicações CAM com maior divulgação e correntemente usadas no setor industrial, através do uso de uma fresadora a 3 eixos. Esta análise contemplou os seguintes aspetos:

- Tipo de estratégias de maquinagem disponibilizadas para desbaste, semi-acabamento e acabamento;
- Parâmetros de maquinagem e ferramentas;
- Tempo de processamento, cálculo das trajetórias, qualidade e eficiência das mesmas nos resultados obtidos na superfície da peça;
- Caracterização do modelo fabricado.

Neste contexto, estudaram-se as melhores estratégias de maquinagem para a fabricação uma prótese femoral anatómica, inicialmente recorrendo para o efeito a materiais de fácil corte, mas não utilizados em aplicações reais e posteriormente já utilizando os materiais e resultados do estudo de maquinabilidade, tentando deste modo filtrar igualmente os desvios resultantes das competências técnicas na implementação dos métodos adotados.

Para cumprimento do estudo da maquinabilidade de duas ligas metálicas usadas em implantes ortopédicos, a liga de Crómio-cobalto (Co-28Cr-6Mo) e a liga de titânio (Ti-6Al-4V). O estudo da maquinabilidade dessas ligas centrou-se na determinação das forças de corte para velocidades de corte bem definidas e garantindo que a secção transversal do corte era a mesma à medida que se ia aumentando a velocidade de corte. Para além de registar a evolução da força de corte, também o desgaste das ferramentas foi analisado avaliando a evolução que a ferramenta sofria à medida que se ia aumentando a velocidade de corte. Nesta perspetiva, pretendeu-se fundamentalmente verificar a correlação que existia entre a evolução das forças e forma e geometria da apara. Paralelamente, a dureza e a qualidade do acabamento superficial (rugosidade) foram analisadas.

Por último, depois de estudadas as melhores estratégias de maquinagem para a fabricação uma prótese femoral anatómica e de analisada a maquinabilidade das ligas metálicas passíveis de serem utilizadas na prótese femoral, procedeu-se à maquinação de uma pequena região da prótese nas ligas de Titânio e de Crómio-Cobalto com base nos pressupostos anteriormente adquiridos.

I.3 - ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO

Relativamente à estrutura do trabalho, este encontra-se dividido em sete capítulos. No capítulo I enumeram-se os objetivos propostos e resume-se a estrutura da dissertação. Seguidamente, no capítulo II apresenta-se a definição de biomaterial e analisa-se a evolução dos biomateriais ao longo do tempo, desde a primeira geração até à atual, procede-se a uma síntese bibliográfica dedicada aos diversos materiais passíveis de serem usados em implantes ortopédicos (metálicos, cerâmicos, poliméricos e compósitos) dando alguma ênfase as ligas metálicas usadas nos implantes ortopédicos. Apresenta-se ainda a uma breve revisão sobre as diversas geometrias das próteses femorais.

No capítulo III é feita uma revisão sobre os processos de fabrico de implantes ortopédicos, enquadrando-se a evolução do mercado mundial e perspetivando o futuro deste domínio particular,

salientando-se o potencial que as aplicações de CAM podem apresentar nesta área em termos de fabricos de implantes personalizados.

No Capítulo IV, é discutido o conceito de maquinabilidade e de quais os fatores que a afetam em termos de forças de corte, desgaste de ferramentas e geometrias das aparas. É também realizada uma revisão bibliográfica sobre maquinabilidade das ligas metálicas usadas nos implantes ortopédicos, tais como aços Inoxidáveis, ligas de titânio e ligas de cromo-cobalto.

A metodologia experimental e os tipos de materiais utilizados nos provetes, identificando as suas propriedades e características é apresentada no Capítulo V. Neste capítulo identificam-se todos os equipamentos utilizados e quais as metodologias adotadas. É apresentada ainda a metodologia usada para fabricação de uma prótese femoral através de dois *softwares* comerciais distintos e utilizados extensamente em meio industrial. Define-se a metodologia das operações de maquinagem através uma análise comparativa entre os *softwares* MasterCAM® e PowerMILL® considerando elementos como: ciclos de maquinagem, parâmetros de maquinagem, ferramentas, tempos de maquinagem, aspeto visual da prótese e controlo geométrico. O material usado para otimização das estratégias de maquinagem foi o alumínio da série 7075 T651, devido à sua boa maquinabilidade.

No capítulo VI apresenta-se, com detalhe, todo o procedimento experimental do estudo e discutem-se os resultados da maquinabilidade de duas ligas metálicas usadas em implantes ortopédicos, a liga de titânio (Ti-6Al-4V) e a liga de Cromo-cobalto (Co-28Cr-6Mo). Os parâmetros de corte utilizados no processo são definidos de maneira a que se possa caracterizar a maquinabilidade dos materiais em estudo. Numa segunda fase, apresenta-se a maquinagem de uma zona da prótese femoral anatómica com base na otimização das estratégias anteriormente estudadas e nos melhores parâmetros de maquinabilidade para os materiais em estudo.

Finalmente, no Capítulo VII, referem-se os apontamentos finais, descrevem-se globalmente as conclusões principais e indicam-se algumas perspetivas futuras de desenvolvimento.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abellán-Nebot, J., Siller, H., Vila, C. & Rodríguez, C., An experimental study of process variables in turning operations of Ti-6Al-4V and Cr-Co spherical prostheses. *Int J Adv Manuf Technol*, Issue 63, (2012), pp. 887-902.

Altintas, Y. & Erkorkmaz, K., Feedrate optimization for spline interpolation in high speed machine tools. *CIRP Annals*, Volume 52, (2003), pp. 297-302.

Anotaipaiboon, W., Makhanov, S. & Bohez, E., Optimal setup for five-axis machining. *Interacional Journal of Machine Tools and Manufacture*, Volume 46(9), (2006), pp. 964-977.

Artroplastia, *2º Relatório Anual do Registo Português de Artroplastias*, Lisboa: (2011), Registo Português de Artroplastia.

Balažic, M. & Kopač, J., Machining of Titanium Alloy Ti-6Al-4V for Biomedical Applications. *Journal of Mechanical Engineering*, Volume 56, (2010), pp. 1-5.

Bang, H. et al., Total Hip and Total Knee Arthroplasties:Trends and Disparities Revisited. *The American Journal of Orthopedics*, Volume 39(9), (2010), pp. 95-102.

Chiou, C. & Lee, Y., A machining potential field approach to tool path generation for multi- axis sculptured surface machining. *Computer Aided Design*, Volume 34(5), (2002), pp. 357-371.

Costa, D. & Lajarin, S., Comparison of cranioplasty implants produced by machining and by casting in a gypsum mold. *Int J Adv Manuf Technol*, Volume 58, (2012), pp. 1-8.

Dang, K., Pelletier, M. & Walsh, W., Factors affecting flexural strength in cement within cement revision. *The Journal of arthroplasty*, Volume 26(8), (2011), p. 1540–1548.

Datamonitor, *Hip and Knee Replacement Market: Overview of the U.S. and European Markets*. (2006), [Online] Available at: <http://salesandmarketingnetwork.com/> [Acedido em 31 Jan. 2013].

Deb, S. & Koller, G., Acrylic bone cement: genesis and evolution. Em: *Orthopaedic bone cements*. UK: King's College London, (2008), pp. 167-182.

Duc, E., Lartigue, C., Tournier, C. & Bourdet, P., A New Concept for the Design and the Manufacturing of Free-Form Surfaces: The Machining Surface. *Annals of the CIRP*, Volume 48(1), (1999), pp. 103-106.

Elmagrabi, N., Hassan, C., Jaharah, C. & Shuaeib, F., High Speed Milling of Ti-6Al-4V Using Coated Carbide Tools. *European Journal of Scientific Research*, Volume 22(2), (2008), pp. 153-162.

Farouki, R., Tsai, Y. & Wilson, C., Physical constraints on feedrates and feed accelerations along curved tool paths. *Computer Aided Geometric Design*, Volume 17(4), (2000), pp. 337-359.

Jerard, R., Hussaini, S., Drysdale, R. & Schaudt, B., Approximate methods for simulation and verification of numerically controlled machining programs. *The Visual Computer*, Volume 5(6), (1989), pp. 329-348.

Kim, T. & Sarma, S., Tool path generation along directions of maximum kinematic performance; a first cut at machine-optimal paths. *Computer-Aided Design*, Volume 34(6), (2002), pp. 453-468.

Kurtz, S. et al., Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *J. Bone Joint Surg. Am.*, Volume 89(4), (2007), pp. 780-785.

Lavernhe, S., Tournier, C. & Lartigue, C., Optimization of 5-axis high-speed machining using a surface based approach. *Computer-Aided Design*, Volume 40(10), (2008), pp. 1015-1023.

- Lee, Y., Non-isoparametric tool path planning by machining strip evaluation for 5-axis sculptured surface machining. *Computer Aided Design*, Volume 30(7), (1998), pp. 559-570.
- Pivec, R., Johnson, A., Mears, S. & Mont, M., Hip arthroplasty. *The Lancet*, Volume 380(9855), (2012), pp. 1768-1777.
- Radzevich, S., A closed-form solution to the problem of optimal tool-path generation for sculptured surface machining on multi-axis NC machine. *Mathematical and Computer Modelling*, Volume 43(3-4), (2006), pp. 222-243.
- Ramsden, J. et al., The Design and Manufacture of Biomedical Surfaces. *Annals of the CIRP*, Volume 56(2), (2007), pp. 687-711.
- Rawal, B., Ribeiro, R., Malhotra, R. & Bhatnagar, N., Design and manufacturing of femoral stems for the Indian population. *Journal of Manufacturing Processes*, Volume 14, (2012), p. 216–223.
- Rawal, B., Ribeiro, R., Malhotra, R. & Bhatnagar, N., Design and manufacturing of femoral stems for the Indian population. *Journal of Manufacturing Processes*, Volume 14, (2013), pp. 216-223.
- Relvas, C. et al., Sistema de fabrico rápido de implantes ortopédicos. *Revista Brasileira de Ortopedia*, Volume 44(3), (2009), pp. 260-265.
- Relvas, C. & Simões, J., Optimisation of CNC set-up parameters to manufacture rapid prototypes. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*, Volume 218(8), (2004), pp. 867-874.
- Sheltami, K., Bedi, S. & Ismail, F., Swept volumes of toroidal cutters using generating curves. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, Volume 38, (1998), pp. 855-870.
- Siller, H., Ciro, A. & Ahuett, H., Cycle time prediction in high-speed milling operations for sculptured surface finishing. *Journal of Materials Processing Technology*, Volume 174(1-3), (2006), pp. 355-362.
- Simões, J. & Relvas, C., Rapid prototyping of a human hand model: A case study. *International Journal of Engineering Simulation*, Volume 4 (3), (2003), pp. 4-13.

Timar, S., Farouki, R., Smith, T. & Boyadjieff, C., Algorithms for time-optimal control of CNC machines along curved tool paths. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, Volume 21(1), (2005), pp. 37-53.

Tournier, C. & Duc, E., Iso-scallop tool path generation in 5-axis milling. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Volume 25(9-10), (2005), pp. 867-875.

Viscogliosi, A., *For Orthopedic Devices, the Future Is Still Bright*. (2009), [Online] Available at: <http://www.orthotec.com/article/orthopedic-devices-future-still-bright> [Acedido em 2014 Maio 01].

Wernera, A., Lechniak, Z., Skalski, K. & Kełdzior, K., Design and manufacture of anatomical hip joint endoprostheses using CAD/CAM systems. *Journal of Materials Processing Technology*, Volume 107(1-3), (2000), pp. 181-186.

CAPÍTULO II

BIOMATERIAIS E DISPOSITIVOS MÉDICOS

SUMÁRIO:

OS MATERIAIS PASSÍVEIS DE SEREM UTILIZADOS NO CORPO HUMANO COMO SUBSTITUTOS, PERMANENTES OU NÃO PERMANENTES, DE PARTES DO CORPO, DESIGNAM-SE DE BIOMATERIAIS. ESTE CAPÍTULO DEDICA-SE, ESSENCIALMENTE, A UMA APRESENTAÇÃO SUCINTA DOS BIOMATERIAIS ATUALMENTE DISPONÍVEIS, PARA ALÉM DE SE IDENTIFICAR AS CARACTERÍSTICAS IMPORTANTES QUE UM IMPLANTE ORTOPÉDICO DEVE REUNIR E QUAIS AS GEOMETRIAS USUAIS.

II.1 - UTILIZAÇÃO DE MATERIAIS EM INTERAÇÃO COM O CORPO HUMANO

A evolução do conhecimento na área da ortopedia tem sido acompanhada dos mais variados desenvolvimentos tecnológicos. Completo e Fonseca (2011) referem que as áreas de maior crescimento tecnológico na medicina ortopédica têm sido as da correção de deformação dos membros, das fraturas e das de substituição articular (artroplastia), sendo que o denominador comum destas diferentes áreas da saúde reside no recurso aos implantes médicos e à utilização dos biomateriais. O conceito de biomaterial é multifacetado, tendo sido sugeridas definições distintas, mas talvez a mais abrangente é a que refere que um biomaterial constitui uma interface com os sistemas biológicos para avaliar, tratar, aumentar ou substituir qualquer tecido, órgão ou função do corpo (Barbosa, et al., 2005; Eastmond, et al., 1989; Matsui, 2007; Araújo, 2005). Muitas vezes associa-se o conceito de biomateriais a materiais de origem natural, como os biopolímeros, mas esta definição não é inteiramente correta já que existem biomateriais de origem sintética que podem entrar em contato com o organismo, desempenhando diversas funções na área da saúde, caso da hidroxiapatite sintética (Hamerschmidt, et al., 2011).

A área dos biomateriais engloba o conhecimento e a colaboração de diversas especialidades, desde o comportamento mecânico até às funções biológicas a nível molecular nos tecidos, passando pela engenharia de materiais. A evolução atual dos biomateriais depende assim dos avanços alcançados nas áreas afins, como a biotecnologia e a ciência dos materiais. Um conceito importante é o de biocompatibilidade, definido como a capacidade do material ter uma resposta favorável numa aplicação específica, com o mínimo de reações alérgicas, inflamatórias ou tóxicas, quando em contato

com os tecidos vivos ou fluidos orgânicos (Hench, 1998). Não existem materiais totalmente inertes, pelo que existirá sempre uma resposta do sistema imunitário humano à presença de qualquer elemento “invasor”. No entanto, através da alteração de algumas propriedades dos materiais, é possível minimizar ou controlar a resposta do tecido ao corpo estranho. Ora, os biomateriais poliméricos não devem exibir toxicidade, comportamento irritante ou quaisquer respostas fisiológicas adversas (Lyman & Rowland, 1989; Matsui, 2007; Araújo, 2005). A bioatividade é igualmente uma função importante para um biomaterial. Um material é bioativo quando há uma resposta biológica específica na interface do material, por exemplo promovendo o crescimento ósseo e a ligação entre o tecido e o material (Ducheyne, 1987; Matsui, 2007; Araújo, 2005). A evolução dos biomateriais é relativamente recente, no entanto, é possível dividi-la em três gerações (Matsui, 2007; Araújo, 2005):

- i) Implantes ósseos (primeira articulação artificial do quadril desenvolvida em 1961);
- ii) Dispositivos bioativos (iniciou-se nos anos 70);
- iii) Engenharia de tecidos (até a atualidade).

As principais classes de materiais utilizados em medicina são os metais, os polímeros e os cerâmicos e ainda combinações destes três tipos em compósitos. Os biomateriais podem ser bioinertes ou biodegradáveis. Materiais bio inertes não sofrem alterações durante o período de implantação, causando resposta mínima nos tecidos adjacentes e mantendo as propriedades estruturais durante longos períodos (Gilding, 1981; Araújo, 2005; Matsui, 2007). Os biomateriais degradáveis quando em contato com os fluidos orgânicos degradam-se progressivamente, sendo que a taxa de degradação deve permitir a substituição gradual do novo tecido, transferindo progressivamente a tensão para o tecido em recuperação (Pereira, et al., 1998; Araújo, 2005; Matsui, 2007).

II.2 - CARACTERÍSTICAS DOS IMPLANTES ORTOPÉDICOS

Primeiro, para facilitar a comunicação devemos considerar duas definições importantes:

- Ortótese é um dispositivo externo aplicado ao corpo com objetivo de alinhar deformidades, corrigir atitudes ou restituir de novo a função a um segmento corporal atingido.
- Prótese é um dispositivo artificial, destinado a substituir estética e/ou funcionalmente um segmento corporal ausente.

Por exemplo: o aparelho dentário ortodôntico é uma ortótese, pois corrige deformidade da arcada dentária; já a dentadura ou um implante dentário é uma prótese, pois substitui o órgão ou a sua função, pois substitui os dentes naturais. Assim, próteses e implantes ortopédicos são dispositivos médicos, aplicados total ou parcialmente no interior do organismo mediante ato cirúrgico, com o objetivo de restabelecer ou substituir a capacidade funcional de um dado osso ou articulação (Barbosa, et al., 2005; Eastmond, et al., 1989; Lyman & Rowland, 1989; Dee, et al., 2002; Muster, 1991; San Ramon & Garcia, 1992; Araújo, 2005; Matsui, 2007). Dependendo das circunstâncias e natureza do implante, este pode ser permanente ou temporário, degradável ou não, e a sua principal função é promover um suporte mecânico entre pelo menos dois elementos. Nenhum implante tem propriedades biomecânicas equivalentes aos tecidos que substitui, devendo salientar-se que todos os implantes representam um compromisso entre a compatibilidade bioquímica e a biomecânica. Além da bioatividade, as propriedades físicas e mecânicas são essenciais para que um implante seja capaz de substituir o osso. Têm sido utilizados diversos materiais, ou propostos para serem usados, principalmente na fixação óssea, substituindo o osso e estruturas ósseas. Os implantes cerâmicos, poliméricos e compósitos têm vindo a aumentar a sua aplicação, nomeadamente na substituição dos implantes metálicos tradicionais em várias aplicações biomédicas (Amass, et al., 1998; Mano, et al., 2003; Reis, 1999; Araújo, 2005; Matsui, 2007).

Em implantologia ortopédica é de extrema importância conhecer a resistência do biomaterial à solicitação de forças de compressão, torção, tração, tenacidade à fratura e o comportamento elástico

do referido biomaterial, pois só assim se poderá quantificar se esse biomaterial irá ser adequado à solicitação em causa. Como é do conhecimento geral, todo e qualquer elemento mecânico está sujeito a diferentes mecanismos de degradação devido à sua utilização. No caso dos materiais ortopédicos e devido à sua aplicação, as causas mais comuns de degradação são o desgaste e a fadiga. Os principais tipos de desgaste envolvidos na deterioração dos implantes protéticos são: desgaste por abrasão, fadiga e adesão (Barbosa, et al., 2005). Segundo Araújo (2005) e Matsui (2007) nas aplicações médicas os implantes encontram-se divididos em duas categorias principais: implantes permanentes e temporários. Os implantes temporários são utilizados para restabelecer ou apoiar um dado osso na sua consolidação, após fratura, ou promover o seu alongamento (caso de fixadores externos). Quanto aos dispositivos permanentes, uma vez aplicados não devem terminar a sua função durante o tempo de vida do paciente. Não se pretende dizer com isso que não possam ocorrer intervenções de revisão dos implantes, nomeadamente pela deterioração da interface prótese/osso e consequente laxação do implante e degradação dos componentes da prótese devido a fenômenos de desgaste e corrosão ou até devido a problemas associados com infeções, onde é preferível proceder a uma revisão da prótese em vez de submeter o paciente a nova intervenção cirúrgica para troca integral da prótese (Agrawal & Ray, 2001).

Entre os diversos tipos de próteses e implantes utilizados em ortopedia, para além das próteses de anca, joelho e ombro, todas do tipo articular e que visam restabelecer a capacidade do movimento e de transferência de carga, outro tipo de implantes bastante comum são as placas de osteossíntese, que visam fixar porções de osso fraturado de modo a inibir o respetivo movimento relativo e assim permitir a consolidação do calo formado na zona fraturada (Amass, et al., 1998; Araújo, 2005; Matsui, 2007).

O osso cortical e o elemento metálico a ser implantado apresentam propriedades mecânicas muito diferentes, sendo que no caso do osso a constante de elasticidade é de cerca 1/10 do elemento metálico (Ti-6Al-4V) a ser implantado (Tabela II.1). Devido a esse fator, uma remoção ou até mesmo uma substituição de um implante médico deve ser bem ponderada, pois pode causar um enfraquecimento localizado do osso, podendo mesmo originar, em alguns casos, o aparecimento de uma nova fratura (Hayashi, 1994; Thomson, et al., 1995; Araújo, 2005; Matsui, 2007). Nas próteses articulares é comum associar diferentes polímeros com o intuito de obter boa resistência mecânica e uma razoável biocompatibilidade. Assim é fácil compreender o uso de combinações de materiais metálicos ou cerâmicos por forma a minimizar a deterioração da zona de contacto na articulação,

propiciado pela elevada resistência ao desgaste na zona de contato destes materiais (Barbosa, et al., 2005). Para além das próteses e do osso, existem outros elementos de extrema importância que devem igualmente ser tomados em consideração, nomeadamente os sistemas de fixação prótese/osso, sendo essa fixação promovida frequentemente através de parafusos, placas ou ajustamento direto com interferência.

Tabela II.1 - Propriedades do osso cortical VS materiais metálicos para implantes.

	DENSIDADE [kg/m ³]	MÓDULO ELASTICIDADE [GPa]	TENSÃO CEDÊNCIA [MPa]	TENSÃO ROTURA [MPa]	DUREZA [HV]
OSSO CORTICAL	1.8E3 - 2.08E3	10 - 13	45 - 55	49 - 60	45 - 50
AÇO INOXIDÁVEL 316L	7.87E3 - 8E3	195 - 205	190 - 220	490 - 520	170 - 220
LIGA DE TITÂNIO Ti-6Al-4V	4.51E3 - 4.52E3	100 - 105	275 - 290	345 - 440	195 - 205
LIGA DE CRÓMIO-COBALTO ASTM-75	8.1E3 - 8.8E3	220 - 230	440 - 460	640 - 660	350 - 390

(Fonte: EduPack 2011 – Granta Design Limited®)

Na Tabela II.2 apresentam-se diversos materiais que têm sido utilizados ou propostos para serem usados, não somente na fixação óssea ou como substitutos do osso e estruturas ósseas, mas também em outras áreas da medicina. Muitos destes dispositivos, sobretudo aqueles que são destinados a permanecer em contato com o organismo durante períodos relativamente curtos, são fabricados em ligas metálicas, pois permitem a sua construção a custos relativamente baixos, sendo frequente a utilização de ligas de titânio (Ti-6Al-4V), e crómio-cobalto-molibdénio (Cr-Co-Mo) e até aços inoxidáveis (Ravi & Agarwal, 2007; Walczak, et al., 1998; Hansen, 2008; Hallam, et al., 2004).

Tabela II.2 - Aplicações de materiais sintéticos e materiais naturais modificados em medicina (Araújo, 2005; Matsui, 2007).

	APLICAÇÕES	TIPOS DE MATERIAIS
ESQUELETO	Próteses (anca, joelho)	Titânio, ligas de Ti-Al-V, polietileno
	Placas ósseas para fixação de fraturas	Aço inoxidável, ligas cobalto-crômio
	Cimento ósseos	Polimetacrilato de metila
	Reparação de defeitos ósseos	Hidroxiapatita
	Tendões e ligamentos artificiais	Teflon, dacron
	Implantes dentários para fixação de dentes	Titânio, fosfato de cálcio, alumina
SISTEMA CARDIOVASCULAR	Vasos sanguíneos	Dacron, teflon, poliuretano
	Válvulas cardíacas	Aço inoxidável, carbono
	Cateteres	Silicone, poliuretano
ÓRGÃOS	Coração artificial	Poliuretano
	Pele artificial	Compósito silicone-colagénio
	Rins	Celulose, poliacrilonitrilo
OLHOS	Lentes intra-oculares	Polimetacrilato de metila, silicone, hidrogel
	Lentes de contato	Silicone-acrilato, hidrogel

II.3 - MATERIAIS PARA IMPLANTES ORTOPÉDICOS

A seleção de materiais é implícita ao projeto e ao fabrico de um implante médico. As características geométricas e funcionais da prótese vão depender do material que se irá utilizar para o produzir. Idealmente, a vida útil de uma prótese deveria coincidir com a do paciente mas existem fatores relacionados com aspetos técnicos de fixação da prótese, da qualidade do osso hospedeiro e do tipo de atividade e mobilidade do paciente que podem constituir fatores limitadores da duração da prótese (Relvas, 2007). A título de exemplo, para uma prótese de anca, o material selecionado para o seu fabrico deve, por um lado, permitir recuperar a mobilidade da articulação e, por outro, proporcionar uma eficaz transferência de carga por forma a evitar modificações químicas ou até mesmo a dissolução ou corrosão da prótese. Deve ainda evitar o desgaste, a dilatação e principalmente não gerar elementos ou libertar partículas que possam causar perturbações ao nível biológico. Para que

isso seja verdade, o material deverá possuir um módulo de elasticidade o mais próximo possível do osso para evitar o efeito de *stress shielding*, apresentar uma elevada resistência à rotura e garantir uma distribuição de tensões uniforme na interface prótese/osso. No contacto tribológico, deve permitir uma boa mobilidade do paciente, apresentar baixo coeficiente de atrito e baixo desgaste quando em contacto com outros materiais. As propriedades químicas dos materiais da prótese não devem provocar reações biológicas adversas por parte dos tecidos vivos. Devem possuir boa resistência à corrosão, baixo atrito nas interfaces e grande resistência ao desgaste. Nos casos das próteses com revestimentos bioativos, estes devem estimular a função biológica para permitir a ligação óssea (Relvas, 2007).

Biomaterial é definido como todo o material utilizado para substituir, no todo ou em parte, sistemas biológicos. Assim, podemos ter biomateriais metálicos, cerâmicos, poliméricos e compósitos. Para uma dada aplicação deve haver pelo menos um material e um processo de fabricação disponível. Os materiais metálicos são os mais aconselhados para situações de carregamentos cíclicos e deverão possuir elevada rigidez e elevada resistência mecânica. Os materiais cerâmicos são compostos de materiais metálicos ou não metálicos possuindo uma grande gama de propriedades, tais como elevada resistência ao desgaste e boas propriedades osteocondutivas, podendo referir-se o biovidro e a hidroxiapatite. Os polímeros são excelentes pelas suas características de biocompatibilidade. No entanto, como os compósitos são materiais mais recentes e com uma aplicação reduzida, permitirão criar estruturas com propriedades variáveis, dependentes da sua composição e arquitetura, tornando-os passíveis de serem aplicados no desenvolvimento de próteses (Relvas, 2007). Nas secções seguintes apresenta-se pormenorizadamente os biomateriais metálicos, cerâmicos, poliméricos e compósitos passíveis de serem usados como biomaterial.

II.3.1 - MATERIAIS METÁLICOS

Durante muitos anos de aplicação cirúrgica, um grande número de metais e ligas têm provado serem adequados para implantes médicos. Eles são especificados como materiais para implantes pelas

normas ASTM - *American Society for Testing and Materials* e ISO - *International Organization for Standardization*. Esses materiais, para além de possuírem uma boa resistência a corrosão, são também bem aceites pelos tecidos do corpo humano (biocompatível), ou seja, satisfazem os dois requisitos básicos para implantes. Esses dois pressupostos são importantes, pois quanto menos substâncias o material libertar, melhor será a aceitação do material pelo tecido humano. Outro aspeto relevante é a resistência à fadiga. Esta propriedade também é fundamental para os implantes, apesar de o carregamento crítico ser diferente para os vários tipos de implantes e aplicações. As propriedades mecânicas necessárias para implantes também variam e dependem da forma do implante e da aplicação do mesmo (Araújo & Couto, 2003). Do ponto de vista da resistência mecânica, face às distintas solicitações de um implante ósseo, até ao momento não se conseguiu desenvolver um material que supere, ou pelo menos iguale, a performance das ligas metálicas de grau cirúrgico (Rigo, et al., 1999).

A primeira liga metálica desenvolvida especificamente para uso no corpo humano foi o “aço vanádio”, utilizado para fabricação de placas e parafusos para fraturas ósseas (Park & Lakes, 2007). De entre os biomateriais metálicos, os aços inoxidáveis austeníticos do tipo 316 L, as ligas Co-Cr-Mo, Co-Ni-Cr-Mo, o titânio puro e a liga Ti-6Al-4V são os mais utilizados (INCT, 2014). Alguns exemplos de implantes metálicos são apresentados na Figura II.1.



Figura II.1 - Dispositivos metálicos de aplicação médica: a) cabeça femoral; b) articulação superior para um joelho; c) placa de articulação para a mandíbula (INCT, 2014).

II.3.2 - MATERIAIS CERÂMICOS

Os materiais cerâmicos empregues no corpo humano podem ser enquadrados na classificação dos biomateriais: bioinerte (alumina (Al_2O_3), nitrato de silício (Si_3N_4) e zircónia (ZrO_2);), biodegradável (fosfatos de cálcio) e bioativa. Os materiais bioinertes (mais estritamente quase inertes) causam resposta de tecidos mínima ou nula, já os materiais bioativos estimulam a sua ligação com o tecido vizinho promovendo o crescimento ósseo. Materiais biodegradáveis, ou reabsorvíveis, são incorporados no tecido vizinho, ou podem até mesmo ser completamente dissolvidos após certo período de tempo. As biocerâmicas devido aos seus baixos coeficientes de atrito são usadas para articulações protésicas, para as superfícies de válvulas de coração pois evitam coagulação do sangue, etc. Estes materiais podem ser encontrados na forma de micro esferas, camadas ou coberturas finas em implantes metálicos, redes porosas, compostos com componentes polímeros e/ou compósitos (Lama, et al., 2003; Relvas, 2007; Azevedo, et al., 2008; Rodrigues & Martins, 2010).

As cerâmicas bioinertes são materiais cerâmicos biocompatíveis e apresentam uma grande resistência ao desgaste, produzindo menor quantidade de partículas libertadas no organismo relativamente a qualquer liga metálica. São também resistentes à corrosão e trabalham bem em “ambientes húmidos”, ao contrário dos materiais metálicos que normalmente acabam por apresentar corrosão e oxidação. Permitem uma boa qualidade superficial, apresentando rugosidades inferiores às de qualquer liga metálica, o que permite melhorar o deslizamento entre superfícies, como no caso das articulações artificiais. As cerâmicas bioinertes, como já foi referido, incluem a alumina (Al_2O_3) e a zircónia (ZrO_2). A alumina pertence à classe de materiais de óxidos cerâmicos, que por sua vez compreende a dos óxidos metálicos puros e sintéticos. As suas propriedades mecânicas dependem do tamanho de grão e da porosidade, devendo-se referir que a diminuição do tamanho de grão leva a uma diminuição da porosidade e conseqüente melhoria das propriedades mecânicas (Lama, et al., 2003; Relvas, 2007; Azevedo, et al., 2008). A zircónia (ZrO_2) é um material cerâmico quimicamente inerte e suscetível de apresentar maior biocompatibilidade que a alumina. A principal razão para a utilização da zircónia nas articulações das próteses resulta do perfeito conhecimento das suas propriedades mecânicas e do comportamento dos mecanismos de fase e transformação. A tenacidade à fratura da zircónia é o dobro da alumina, o que faz com que este material cerâmico não

seja quebradiço, embora apresente uma fratura do tipo frágil. Acresce ao bom comportamento mecânico o facto de a zirconia oferecer elevada resistência à corrosão e à “riscagem” (Relvas, 2007).

As cerâmicas biodegradáveis são assim designadas por se degradarem no interior do corpo humano. Estas têm como função principal substituir o osso temporariamente, sendo formados à base de fosfatos de cálcio. Existe uma série de cerâmicas de fosfato de cálcio consideradas biocompatíveis. Destas, a maioria é reabsorvida e dissolver-se-á quando exposta ao ambiente fisiológico. Em ordem de solubilidade temos:

- Tetracálcio de fosfato ($\text{Ca}_4\text{P}_2\text{O}_9$);
- Fosfato de cálcio amorfo;
- α -tricálcio de fosfato ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$);
- β -tricálcio de fosfato ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$);
- Hidroxiapatite ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$).

O fosfato de cálcio é utilizado em muitas aplicações sendo também designado de osso artificial. Tal como a hidroxiapatite ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), encontra-se no osso humano e, ao contrário dos outros fosfatos de cálcio, a hidroxiapatite não quebra sob condições fisiológicas. De fato, é termodinamicamente estável em pH fisiológico e participa ativamente na ligação óssea, formando ligações químicas fortes com o osso envolvente. Esta propriedade tem sido explorada para recuperação óssea rápida após traumas mais complexos ou cirurgia (Lama, et al., 2003; Relvas, 2007; Azevedo, et al., 2008). Atualmente, o uso de cerâmicas bioativas em implantes ósseos tem sido muito estudado. O termo bioatividade foi inicialmente usado para descrever a habilidade que certas composições de vidros, desenvolvidos no fim da década de 60 e início da de 70, têm de se ligarem ao tecido ósseo circundante ao implante, induzindo a formação de uma camada de hidroxiapatite (HA) na sua superfície. Estes biovidros, vidro mono poroso, cera vital e hidroxiapatite são, na sua maioria, aplicados em revestimentos de superfícies, possuindo grande quantidade de óxido de silício (SiO_2) e outros componentes como óxido de titânio (TiO_2). Estes materiais incluem, por exemplo, o biovidro e o ceravital, que são constituídos por elementos metálicos e outros como o SiO, CaO, Na_2O , P_2O_5 , MgO, K_2O . Estas cerâmicas são amorfas e permitem ligações químicas diretamente com os tecidos ósseos. Contudo, apresentam propriedades mecânicas fracas, sendo normalmente dissolvidas na superfície dos implantes de forma a estabelecerem a ligação química entre corpos, resultando numa

elevada rigidez da interface o que, por sua vez, origina elevadas resistências de rotura (Andrade & Domingues, 2006; Relvas, 2007).

II.3.3 - MATERIAIS POLIMÉRICOS

Os materiais poliméricos são amplamente utilizados em aplicações médicas. Estes oferecem enormes possibilidades, tanto em variedade de composição, como na variedade de formas como podem ser produzidos, apresentando características bem determinadas, sendo ainda possível obtê-los na forma de fibra, tecido, película ou em barra. Estes podem ser naturais ou sintéticos e apresentam-se em duas formas distintas: bioestável e biodegradável. A forma bioestável significa que tem carácter permanente, e são particularmente úteis para a substituição total ou parcial de tecidos ou órgãos lesionados ou destruídos. Por sua vez, os biodegradáveis tem carácter temporal e apresentam uma funcionalidade adequada enquanto subsistir o problema e durante um período limitado de tempo, sendo que a sua degradação macromolecular ocorre por dispersão *in vivo*, mas sem eliminação dos produtos e subprodutos pelo organismo. Tal significa que os polímeros biodegradáveis podem ser atacados por elementos biológicos de forma que a integridade do sistema seja afetada, formando-se fragmentos ou outros subprodutos de degradação, que podem ser removidos do seu local de ação, mas não necessariamente do organismo (Vert, et al., 1992).

Segundo Barbanti, et al., (2005), os conceitos de biodegradação, bioabsorção e bioreabsorção podem ser utilizados neste tipo de materiais poliméricos, sendo que estes conceitos são distintos e frequentemente usados na engenharia de tecidos. São materiais poliméricos bioreabsorvíveis os dispositivos sólidos que mostram degradação através da diminuição de tamanho e que são reabsorvidos *in vivo*; i.e., materiais que são eliminados por rotas metabólicas do organismo. Bioreabsorção é um conceito que reflete a eliminação total do material e dos subprodutos de degradação (compostos de baixa massa molar) sem efeitos colaterais residuais. O uso da palavra “bioreabsorção” é utilizado quando a eliminação é total. O termo bioabsorvível deve ser empregue em materiais poliméricos que se podem dissolver em fluidos corporais (lenta dissolução de implantes solúveis em fluidos orgânicos) sem qualquer clivagem da cadeia macromolecular ou diminuição da

sua massa molecular (Barbanti, et al., 2005). De entre os polímeros sintéticos biodegradáveis e bioreabsorvíveis encontram-se os poli(α-hidróxi ácidos), representantes de uma classe de poliésteres alifáticos sintéticos, entre os quais fazem parte o poli(ácido glicólico) (PGA), o poli(ácido láctico) (PLA), o poli(ácido láctico-co-ácido glicólico) (PLGA), o poli(ε-caprolactona) (PCL), entre outros. Originalmente usados como fios de sutura (Dexon®, Vicryl®, Maxon®, PDS®, etc), atualmente os poli(α-hidróxi ácidos) podem ser encontrados em diversos produtos comerciais de fixação óssea (Biofix®, FixSorb®, Neofix®, ResorPin®, etc), aprovados pelo Food and Drug Administration (FDA).

Resumidamente, pode-se dizer que os materiais poliméricos passíveis de serem usados em aplicações médicas são os seguintes (Relvas, 2007; Moura, et al., 2005):

- Polivinilclorídrico (PVC) - pertence à categoria dos termoplásticos, sendo um polímero rígido e amorfo;
- Polietileno (PE) - termoplástico que é comercializado em 5 classes:
 1. Alta densidade (HDPE);
 2. Baixa densidade (LDPE);
 3. Baixa densidade linear (LLDPE);
 4. Muito baixa densidade (VLDPE);
 5. Ultra elevado peso molecular (UHMWPE).

As propriedades de cada um destes materiais variam com a sua densidade, estando especificadas nas normas ASTM F981, F639 e F755.

- Polipropileno (PP) - apresenta propriedades físicas similares às do polietileno, e tem como vantagem a sua elevada flexibilidade a longo prazo;
- Polimetilmetacrilato (PMMA) - é um polímero amorfo e apresenta alta resistência à diluição em líquidos e é comercializado em 2 classes: O polidroximetilmetacrilato (PHEEMA) e a policriamida (PAAM).
- Poliestireno (PS) - tem duas variantes: o poliestireno comercial (GPPS) que apresenta elevada resistência ao impacto e a espuma de poliestireno;
- Poliéster (PET) - é bastante aplicado na área médica devido às suas propriedades únicas, elevada cristalinidade, elevada temperatura de transição ($T_g = 265^\circ\text{C}$) e resistência aos ácidos do organismo;
- Politetrafluoretano (PTFE) - designado normalmente por Teflon que é entre os polímeros de fluocarbono o mais conhecido;

- Poliamidas (Nylon) - são polímeros utilizados normalmente como fibras de reforço para materiais compósitos, pois as fibras podem ter propriedades semelhantes à dos aços;
- Policarbonatos - têm excelentes propriedades mecânicas, são transparentes e biodegradáveis sem problemas de toxicidade e facilmente processáveis. Entre eles encontram-se os poliglicóides (PGA), o poli(diáxanoide) e o poli(carbonato) entre outros;
- Poliuretanos (PU) - pertencem à categoria de polímeros termoendurecíveis, apresentam baixo peso molecular e são por vezes descritos como um material de transição entre os termoplásticos e os elastômeros;
- Polietereeteracetona (PEEK) - é um termoplástico de enorme resistência que mantém as suas propriedades mecânicas mesmo a altas temperaturas;
- Silicone - é um elastômero de grande versatilidade e com enorme aplicação na área médica.

Na Tabela II.3 apresentam-se os valores da tensão de rotura e do módulo de elasticidade de alguns materiais poliméricos.

Tabela II.3 - Propriedades mecânicas dos materiais poliméricos biocompatíveis (Relvas, 2007).

Material	Tensão de Rotura [MPa]	Módulo de Elasticidade [GPa]
Poliétileno de elevado peso molecular (HDPE)	40	1,8
Poliétileno de ultra elevado peso molecular (UHMWPE)	21	1
Poliacetato (PA)	65	2,1
Poliestireno (PS)	75	2,65
Poliétileno (PE)	35	0,88
Poliuretano (PU)	35	0,02
Silicone (SR)	8	0,008
Polietereeteracetona (PEEK)	139	8,3
Politetrafluoretano (PTFE)	28	0,4
Poliéster (PET)	61	2,85
Polimetilmetacrilato (PMMA)	21	4,5

II.3.4 - MATERIAIS COMPÓSITOS

Os materiais compósitos são misturas ou combinações de dois ou mais materiais que podem ser agrupados em três grupos distintos: *polímero – cerâmico*, *metal – polímero* e *metal - cerâmico*. A estrutura característica de um compósito é formada por um material ligante, que serve de matriz, e por um material de reforço, ou de enchimento. O material de reforço pode ser incluído na estrutura sob a forma de partículas, de fibras contínuas ou de fibras descontínuas (Figura II.2). A importância dos materiais compósitos resulta da combinação de dois ou mais materiais diferentes, com a finalidade de se produzir um material cujas propriedades sejam, em alguns aspectos, superiores às propriedades individuais dos materiais que o constituem. As propriedades físicas e mecânicas dos materiais compósitos são extremamente influenciadas pelas percentagens relativas dos seus componentes elementares e pelo modo como esses componentes estão dispostos entre si. Por exemplo, a resistência mecânica de um compósito é maior segundo a direção paralela às fibras e menor na direção perpendicular (Rodrigues & Martins, 2010).



Figura II.2 - Diferentes tipos de reforços utilizados em materiais compósitos (Rodrigues & Martins, 2010).

Segundo Relvas (2007), os materiais compósitos utilizados como biomateriais ósseos estão agrupados em três áreas de largo espectro: compósitos classificados de funcionais, compósitos cerâmico-poliméricos (sem fibras de reforço) e compósitos biomiméticos ou compósitos com macro moléculas biológicas. Os compósitos classificados de funcionais representam uma área importante da investigação atual neste domínio. O fabrico do compósito hidroxiapatite/titânio permite que este combine a biocompatibilidade com o organismo, garantida pela hidroxiapatite (HAP), com as necessidades mecânicas dadas pelas propriedades do titânio. Por outro lado, o compósito de fosfato

de tricálcio (TCP) /fluoroapatite combina as propriedades de bioatividade da fluoroapatite com as propriedades de bioreabsorção do TCP. Os materiais compósitos cerâmico-poliméricos aplicados numa artroplastia total de uma articulação devem ser escolhidos com base nos materiais poliméricos que apresentem boa biocompatibilidade. Muitos destes compósitos usam a hidroxiapatite como material de enchimento. Também o PLA (ácido polilático) pode ser escolhido, no entanto carece de se aumentar substancialmente a percentagem de HAP no compósito devido ao seu módulo de elasticidade ser baixo comparativamente ao do osso (2-7GPa) para (3-30GPa). A inclusão de fibras, mesmo em pequena percentagem, também permite melhorar consideravelmente a tensão de rotura, o módulo de elasticidade e o alongamento, permitindo um material compósito com comportamento mais similar ao do osso. Em relação aos compósitos biomiméticos ou compósitos com macro moléculas biológicas pode-se referir que o material ósseo é um nanocompósito de hidroxiapatite e cologénio do tipo I. Os compósitos poliméricos e HAP são obtidos geralmente por misturas simples que lhes garante a combinação pretendida entre as propriedades de biocompatibilidade e a sua resistência mecânica.

No campo da ortopedia, por exemplo, podemos encontrar a mais variada aplicação dos materiais compósitos, tais como em hastes intramedulares, placas de osso e parafusos, substituição do quadril e cementação óssea. A Figura II.3 ilustra algumas destas aplicações.

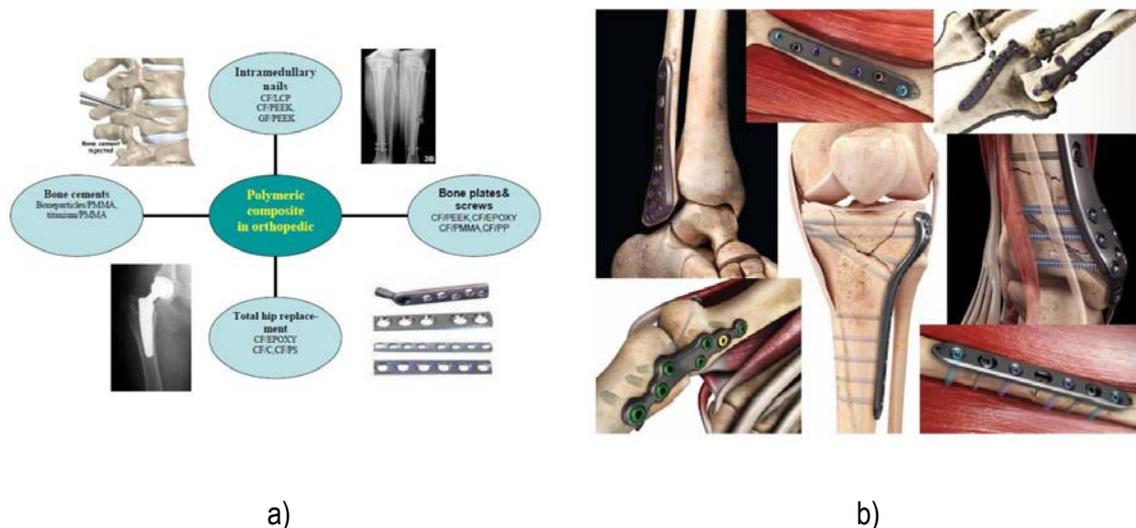


Figura II.3 - Aplicação de materiais compósitos na ortopedia a) e aplicação de materiais compósitos na estrutura óssea b) (Elisio, 2013).

II.4 - LIGAS METÁLICAS UTILIZADAS EM IMPLANTES

II.4.1 - AÇO INOXIDÁVEL

O uso do aço inoxidável em aplicações cirúrgicas começou em 1926 quando Strauss patenteou o aço inoxidável 18Cr-8Ni com 2 a 4% de molibdénio e com uma pequena percentagem de carbono, e com resistência à corrosão suficiente para ser implantado no corpo humano (Araújo & Couto, 2003). O elemento responsável por essa resistência à corrosão é o cromo, que adicionado ao aço em proporção superior a 11%, tem a capacidade de produzir uma fina camada de óxidos que adere à superfície do aço inoxidável que efetivamente o protege em muitos meios corrosivos (Rodrigues & Martins, 2010; Relvas, 2007).

Caso haja destruição da película protetora num ponto da superfície, a rápida corrosão da peça pode surgir por um dos tipos de corrosão seguintes: por *pit* (cova), por fissura, intergranular e até mesmo por corrosão sob tensão. Os aços inoxidáveis podem, de acordo com a sua estrutura, ser classificados em (Qualinox, 2011; Tebecherani, 2011):

- Austeníticos (cfc);
- Ferríticos (ccc);
- Martensíticos (tcc)

Segundo a norma ASTM F138, o aço inoxidável para implantes deve ter estrutura austenítica pois esta oferece maior resistência à corrosão. Esta estrutura pode ser obtida pela adição de níquel, o que estabiliza a estrutura cúbica de face centrada do ferro (cfc), e apresenta boas propriedades mecânicas e de resistência à corrosão, como referido anteriormente. Todos os elementos constituintes do aço são nocivos quando se apresentam em grandes quantidades. No entanto, a resistência à corrosão destes materiais quando em contacto com os fluidos biológicos permite o controlo da dissolução metálica em níveis não prejudiciais à saúde (Relvas, 2007).

Atualmente o aço inoxidável é o material mais frequentemente utilizado para fixação interna, tendo a sua biocompatibilidade sido provada por décadas de implantação humana com êxito. Além disso, demonstra uma boa combinação de resistência mecânica, de ductilidade e de facilidade de fabricação, apresentando ainda um custo mais reduzido comparativamente a outros materiais metálicos aplicados em cirurgia. O seu uso em cirurgias ortopédicas abriu novas perspectivas de tratamento de fraturas, permitindo excelentes acabamentos de superfície, mas apresenta como desvantagem a possibilidade de formação de íons de Ni^{+2} , Cr^{+3} e Cr^{+6} , nocivos ao organismo humano. Os problemas de corrosão com este material são diminutos, podendo ocorrer quando dois componentes do mesmo material estão em contacto.

Nos dias de hoje os aços inoxidáveis mais utilizados em implantes ortopédicos são, segundo a norma ASTM, o F138 e o F139, enquanto que para a norma AISI são os aços 316 e 316L, e mais recentemente de acordo com a norma ISO o 5832-9. Estes caracterizam-se por apresentarem boa resistência à corrosão proveniente da formação de óxido de crómio (Cr_2O_3) na superfície durante o processo de fabrico. A Tabela II.4 apresenta a composição química dos aços inoxidáveis 316L, F138 e 5832-9, caracterizando-se estas ligas pela baixa percentagem de carbono para evitar a formação de carbonetos de crómio que se alojariam nas fronteiras de grão, provocando a formação de corrosão intergranular (Schneider, et al., 2006; Sokei, et al., 2006; Relvas, 2007).

Tabela II.4 - Composição química (em percentagem) dos aços inoxidáveis (Schneider, et al., 2006; Sokei, et al., 2006; Tebecherani, 2011; Relvas, 2007).

ELEMENTOS	316L	F138	ISO 5832-9
C	0.025	0.012	0.015
Si	0.40	0.26	0.33
Mn	1.40	1.94	4.09
Cr	16.60	17.60	20.70
Ni	10.40	14.20	9.94
Mo	2.11	2.08	2.50
Nb	-	-	0.28
N	0.078	0.021	0.320
P	0.039	0.023	0.014
S	0.025	0.002	0.005

II.4.2 - LIGAS DE TITÂNIO

O titânio é um metal que apresenta uma excelente resistência à corrosão, uma elevada relação de resistência/peso e boas propriedades quando é aplicado a altas temperaturas, possuindo ainda uma excelente biocompatibilidade. Segundo Antonialli (2009), a crescente utilização das ligas de titânio como um biomaterial pode ainda ser explicada pelo seu baixo módulo de elasticidade (110-120 GPa), a sua não toxicidade, e talvez a mais importante, a ausência de reação alérgica quando em contato com os tecidos humanos (biocompatibilidade). As ligas de titânio apresentam em geral uma resistência mecânica comparável à dos aços, mas com aproximadamente 50% da sua densidade. No caso da comparação com as ligas de alumínio, a resistência mecânica das ligas de titânio é cerca de 400% superior, com uma densidade 50% superior. De entre os diversos tipos de titânio, os comercialmente puros (ASTM B, graus 1, 2, 3 e 4) com resistência à tração entre 241 e 552 MPa, são mais fáceis de maquinar do que as ligas de titânio, como a liga Ti-6Al-4V. São os elementos de liga adicionados ao titânio que tornam o processo de maquinagem difícil.

O titânio apresenta duas formas alotrópicas: uma estrutura cristalina hexagonal compacta (HC) à temperatura ambiente, designada por fase alfa (α), que se transforma alotropicamente para cúbica de corpo centrado (ccc) a 882 °C, chamada por fase beta (β), que se mantém até aos 1672° C, ocorrendo a essa temperatura a fusão do material (Ezugwu & Wang, 1997). Os elementos de liga presentes nas ligas de titânio promovem a estabilização da fase α ou da fase alotrópica β , através da modificação da temperatura de transição. Os elementos que estabilizam a fase α são designados de α -estabilizadores, podendo-se indicar como exemplo o alumínio (Al), o oxigênio (O), o azoto (N) e o carbono (C). No caso do alumínio (Al), este endurece a fase α até à temperatura de 550° C, tendo como principal vantagem a sua baixa densidade. Elementos como o oxigênio (O), o azoto (N) ou o carbono (C) são tidos como impurezas nas ligas comerciais. Contudo, o oxigênio é utilizado como “endurecedor”, promovendo diversas combinações de dureza e facilitando o processo de fabricação das ligas. Elementos que diminuem a temperatura de transição são chamados de β -estabilizadores, sendo os mais relevantes o molibdênio (Mo), o Vanádio (V) e o Nióbio (Nb) (Oestreich, et al., 2011).

Segundo Knoll & Schaeffer (2006) as ligas de titânio podem então ser classificadas em três grupos de acordo com suas propriedades metalúrgicas: ligas α , Ligas α - β e Ligas β .

As ligas α contêm α -estabilizadores algumas vezes combinados com elementos neutros. Possuem pouca relevância comercial, tendo boas propriedades mecânicas em temperaturas até 300°C, e utilização principal em aplicações onde é exigida resistência à corrosão e à criogenia. As ligas α - β contêm α -estabilizadores e β -estabilizadores e são as ligas mais comuns, representando aproximadamente 45% do total da produção de titânio. Estas ligas podem ser tratadas termicamente, e são utilizadas principalmente em aplicações que exigem alta resistência a temperaturas entre 350 e 400°C. Já as ligas β contêm β -estabilizadores e são caracterizadas pela sua elevada dureza. Apresentam resistência mecânica equivalente à das ligas α - β à temperatura ambiente e inferior a altas temperaturas. A Tabela II.5 apresenta diversas ligas de titânio agrupadas de acordo com as fases existentes.

Tabela II.5 - Classificação das ligas de titânio (Knoll & Schaeffer, 2006).

ALFA (α)	ALFA-BETA (α - β)	BETA (β)
Ti -0,2Pb	Ti-6Al-4V	Ti-13V-11Cr-3Al
Ti-5Al-2,5Sn	Ti-8Mn	Ti-Al-8V-5Fe
Ti-8Al-Mo-V	Ti-7Al-4Mo	
Ti-6Al-2Co-Ta-Mo	Ti-4Al-3Mo-V	
Ti-6Al-2Sn-4Zr-2Mo	Ti-3Al-2,5V	

Já a Tabela II.6 apresenta a composição química da liga α - β de titânio comercial mais utilizada (Ti-6Al-4V) (Oestreich, et al., 2011; Yang & Liu, 1999; Abele & Frohlich, 2008).

Tabela II.6 - Composição química da liga Ti-6Al-4V segundo a norma ASTM B 381-71 (Knoll & Schaeffer, 2006)

ELEMENTOS (% EM PESO)	Al	V	Fe	C	N	H	C	Outros	Ti
Teor	5.50 – 6.75	3.50 – 4.50	< 0.40	< 0.20	< 0.05	< 0.125	< 0.10	< 0.40	Restante

Por fim, é de salientar que a norma ASTM F-136 apresenta os principais requisitos em termos de composição química das ligas a serem utilizadas em implantes: a liga Ti-6Al-4V com 5.5 a 6.5 % de

alumínio e 3.5 a 4.5% de vanádio, a liga de Ti-13V-11Cr-3Al com 13% de vanádio e a liga de Ti-13Nb-13Zr com 13% de nióbio e 13%. Já a Norma ASTM F-67 divide o titânio puro para emprego em implantes em quatro graus, com base na sua composição química, conforme apresentado na Tabela II.7 (Junior, 2009; Rodrigues & Martins, 2010; Farias, et al., 2011; Oestreich, et al., 2011; Relvas, 2007).

Tabela II.7 - Composição química das ligas de titânio puro (em percentagem) (Srivastav, 2011; Relvas, 2007)

ELEMENTOS	COMERCIAL PURO			
	CLASSE 1	CLASSE 2	CLASSE 3	CLASSE 4
N	0.030	0.030	0.050	0.050
C	0.100	0.100	0.100	0.100
H	0.015	0.015	0.015	0.015
Fe	0.200	0.300	0.300	0.500
O	0.180	0.250	0.350	0.400
Ti	Variável			

II.4.3 - LIGAS DE CRÓMIO-COBALTO

A utilização das ligas de cromo-cobalto em implantes médicos data da década de 30, tendo estas sido inicialmente aplicadas na odontologia e posteriormente na ortopedia. A sua utilização em implantes médicos advém da sua elevada resistência à corrosão (superior ao aço inoxidável 316L), pela alta resistência à fadiga, pela sua elevada dureza (o que origina um menor nível de desgaste no contato entre os elementos das próteses) e, por último, devido à sua excelente biocompatibilidade (Simioni, 2012; Marti, 2000). No entanto, estas ligas são substancialmente mais caras que as ligas de titânio ou o aço inoxidável 316L.

Devido à sua excelente resistência à degradação no ambiente oral, a primeira utilização médica das ligas à base de cobalto foi em implantes dentários. Vários testes *in vitro* e *in vivo* mostraram que eram

biocompatíveis e adequados para utilização como implantes cirúrgicos. Hoje em dia, a utilização de ligas de cobalto para aplicações cirúrgicas está principalmente relacionada com próteses ortopédicas do joelho, do ombro e da anca, assim como para dispositivos de fixação. Segundo a norma ASTM, as ligas de cromo-cobalto recomendadas para aplicações ortopédicas são as seguintes (Srivastav, 2011; Relvas, 2007; Niinomi, 2002):

- Liga Co-Cr-Mo designada por ASTM F75;
- Liga Co-20Cr-15W-10Ni designada por ASTM F90;
- Liga Co-35Ni-20Cr-10Mo designada por ASTM F562, ASTM F688 ou ASTM F961;
- Liga Co-Ni-Cr-Mo-W-Fe designada por ASTM F563;
- Liga de Co-28Cr-6Mo designada por ASTM F799 ou ASTM F1537;
- Liga Co-Cr-Ni-Mo-Fe designada por ASTM F1058 (Grade 1 ou Grade 2);

Na Figura II.4 é apresentada a micro estrutura da liga de cobalto, designada por ASTM F1537, que é uma liga Co-Cr-Mo ASTM F75 modificada através de um processo termomecânico. A sua estrutura consiste numa matriz rica de cobalto (fase alfa) com grãos de carbono na sua fronteira, principalmente $M_{23}C_6$ em que o símbolo M representa cobalto, cromo ou molibdénio (Bruschi, et al., 2013). Importa no entanto referir que nenhuma das normas ASTM anteriormente referidas para as ligas de cromo-cobalto requerem uma microestrutura específica para serem usadas em implantes médicos. Na Tabela II.8 apresenta-se a composição química das ligas anteriormente referidas. As características destas ligas é que possuem na sua composição química uma percentagem de Co próxima ou superior a 65% em solução sólida, sendo o molibdénio adicionado para permitir a diminuição do tamanho do grão de forma a aumentar a tensão limite de elasticidade depois de forjado ou fundido.

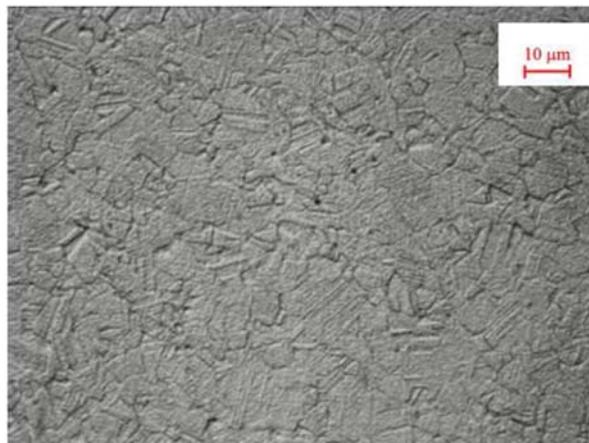


Figura II.4 - Microestrutura da liga ASTM F1537 modificada através de um processo termomecânico a partir da liga Co-Cr-Mo ASTM F75 (Bruschi, et al., 2013).

Tabela II.8 - Composição química (em percentagem) das ligas de Crômio - Cobalto (Srivastav, 2011; Relvas, 2007; Niinomi, 2002).

Designação ASTM	Composição Química (%)											
	Cr	Mo	Ni	W	Fe	Ti	C	Si	P	S	Mn	Co
Co-Cr-Mo (F75)	27.0 - 30.0	5.0 - 7.0	< 1.0	-	< 0.75	-	< 0.35	< 1.0	-	-	< 1.0	Resto
	19.0 - 21.0	-	9.0 - 11.0	14.0 - 16.0	< 3.0	-	0.05 - 0.15	< 0.40	< 0.03	< 0.03	1.0 - 2.0	Resto
Co-20Cr-15W-10Ni (F90)	19.0 - 21.0	-	9.0 - 11.0	14.0 - 16.0	< 3.0	-	0.05 - 0.15	< 0.40	< 0.03	< 0.03	1.0 - 2.0	Resto
	19.0 - 21.0	9.0 - 10.5	33.0 - 37.0	-	< 1.0	< 1.0	< 0.025	< 0.15	< 0.015	< 0.01	< 0.15	Resto
Co-35Ni-20Cr-10Mo (F562)	19.0 - 21.0	9.0 - 10.5	33.0 - 37.0	-	< 1.0	< 1.0	< 0.025	< 0.15	< 0.015	< 0.01	< 0.15	Resto
Co-35Ni-20Cr-10Mo (F688)												
Co-35Ni-20Cr-10Mo (F688)												
Co-35Ni-20Cr-10Mo (F961)												
Co-Ni-Cr-Mo-W-Fe (F563)	18.0 - 22.0	3.0 - 4.0	15.0 - 25.0	3.0 - 4.0	4.0 - 6.0	0.50 - 3.5	< 0.05	< 0.50	-	< 0.01	< 1.0	Resto
	26.0 - 30.0	5.0 - 7.0	< 1.0	-	< 0.75	-	< 0.35	< 1.0	-	-	< 1.0	Resto
Co-28Cr-6Mo (F799)												
Co-28Cr-6Mo (F1537)												
Co-Cr-Ni-Mo-Fe (F1058) Grade 1	19.0 - 21.0	6.0 - 8.0	14.0 - 16.0 (N<0.25)	-	Resto	-	< 0.15	< 1.2	< 0.015	< 0.015	1.5 - 2.5	39.0 - 41.0
	18.5 - 21.5	6.5 - 7.5	15.0 - 18.0 (N<0.25)	-	Resto	-	< 0.15	< 1.2	< 0.015	< 0.015	1.0 - 2.0	39.0 - 42.0
Co-Cr-Ni-Mo-Fe (F1058) Grade 2												

II.5 - PRÓTESES FEMORAIS

A artroplastia total da anca é um procedimento cirúrgico que tem como objetivo substituir a articulação natural da anca doente por uma articulação artificial constituída por materiais não orgânicos, designados por componentes protésicos. Estes têm como características serem compatíveis com o organismo e reporem a função articular (Siopack & Jergesen, 1995). Uma prótese da anca (Figura II.5) é composta pela componente femoral, denominada haste, que é colocada no fémur e pela componente acetabular, denominada acetábulo, que é colocada na cavidade acetabular do osso ilíaco.

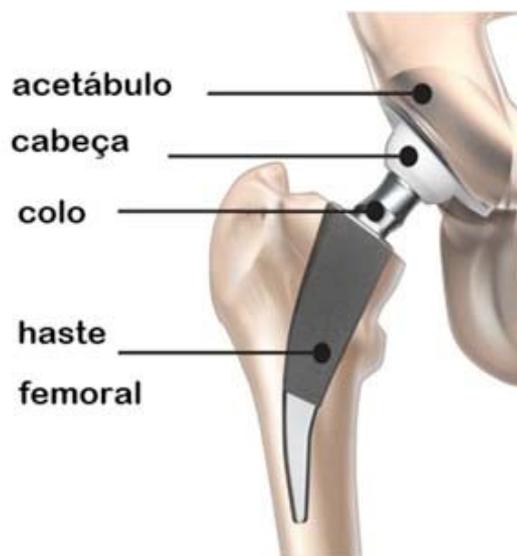


Figura II.5 - Artroplastia total da anca.

(Fonte: <http://ortopediasp.wordpress.com>)

A componente que faz a articulação entre os dois elementos da prótese é denominada de cabeça, sendo o elemento que faz a ligação entre a cabeça e a haste designado por colo. Atualmente, a grande maioria das hastes femorais é feita em titânio ou em ligas de cromo-cobalto, sendo fornecidas numa grande variedade de geometrias e rugosidades. As cabeças esféricas são feitas em ligas de cromo-cobalto ou em materiais cerâmicos, como a alumina e a zircônia, e apresentam um

acabamento superficial muito polido e suave para permitir baixo atrito. A componente acetabular pode ser totalmente metálica ou em polietileno de ultra elevada densidade molecular e com blindagem metálica. De uma forma resumida, os materiais usados nos implantes ortopédicos têm quatro características comuns:

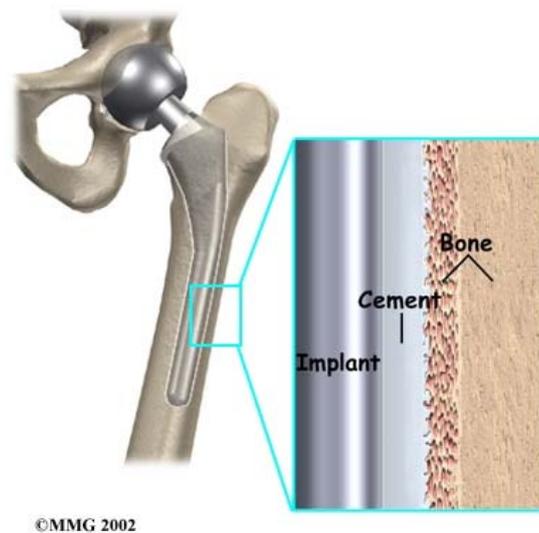
- São biocompatíveis, o que significa que podem funcionar no interior do corpo humano sem provocar reações adversas;
- São resistentes à corrosão, à degradação e ao desgaste, assim como devem manter a sua resistência e forma durante longo período;
- Apresentam características e comportamentos mecânicos semelhantes ao elemento original que substituem;
- Apresentam elevados padrões de fabrico e de qualidade a custos razoáveis.

As próteses da anca podem ser cimentadas, não cimentadas ou híbridas, dependendo do tipo de fixação escolhido para estabelecer a ligação entre a prótese e o osso.

Nas próteses cimentadas o cirurgião coloca uma camada de um material "designado por cimento ósseo" entre as paredes do osso e a prótese, que promove a adesão da prótese ao osso. As próteses não cimentadas são fixas ao osso por pressão de aperto (interferência) das paredes do osso contra a superfície da prótese aproveitando a elasticidade dos materiais. As próteses híbridas conjugam os dois sistemas de fixação, fazendo uma fixação cimentada num componente ou em parte deste, e uma fixação não cimentada no outro.

II.5.1 - PRÓTESE CIMENTADA

Numa artroplastia com prótese cimentada, nomeadamente para a parte femoral, é usado um núcleo rígido (haste femoral) e uma camada envolvente (cimento ósseo) que é responsável pela fixação do núcleo ao osso. A Figura II.6 ilustra esquematicamente a interface prótese-cimento-osso.



©MMG 2002

Figura II.6 - Esquema da interface prótese-cimento-osso.

(Fonte: <http://www.eorthopod.com/content/hemiarthroplasty-hip>)

Os esforços mecânicos de solicitação da prótese são transmitidos ao osso através do cimento, sendo este também o elemento responsável pela absorção e distribuição das forças que possam resultar de impactos. A estabilidade e a durabilidade de uma prótese cimentada dependem em primeiro lugar da integridade das ligações de interface prótese/cimento, e em segundo da interface cimento/osso, assim como da própria integridade estrutural do cimento. Segundo Relvas (2007), Charnley revolucionou a artroplastia da anca quando em 1958 recorreu ao uso de PMMA (polimetil-metacrilato) para fazer a fixação da haste femoral ao osso, tendo utilizado uma componente acetabular fabricada em UHWPE (*Ultra High Molecular Weight Polyethylene* - polietileno de ultra alta densidade), colocada entre a cabeça e a cúpula, ambas metálicas, de modo a diminuir o atrito entre elas, também ela cimentada ao acetábulo e que articulava com uma cabeça esférica. As próteses cimentadas apresentam geralmente taxas de sucesso bastante boas (> 85%) a 10-15 anos. Modelos como a “Stanmore”, a “Lubinus”, a “Exeter” e a “Charnley” (Figura II.7), são amplamente retratados em estudos clínicos onde são evidentes os bons resultados obtidos.



Figura II.7 - Alguns modelos de próteses cimentadas (Relvas, 2007).

II.5.2 - PRÓTESE NÃO-CIMENTADA

As próteses não cimentadas na artroplastia total da anca são uma alternativa cirúrgica às próteses cimentadas, especialmente quando os pacientes são jovens e por natureza têm tendência a serem bastante ativos. As elevadas taxas de insucesso associadas às primeiras cirurgias que utilizaram próteses cimentadas contribuíram para o desenvolvimento e difusão do uso de próteses não cimentadas. No entanto, a procura de uma solução alternativa para o problema de fixação a longo prazo de uma prótese foi o estímulo necessário para todo o projeto de desenvolvimento de um sistema de fixação não cimentado. Nas artroplastias com próteses não cimentadas, são mais comuns os relatos de pacientes com dores, mesmo que ligeiras, e atrofiamento do osso na zona proximal do fêmur, em resultado da presença de um componente rígido (prótese) nesta zona do fêmur (Bugbee, et al., 1997; Niinimäki, et al., 2001; Karachalios, et al., 2004). A Figura II.8 ilustra esquematicamente a interface prótese-osso neste tipo de prótese.

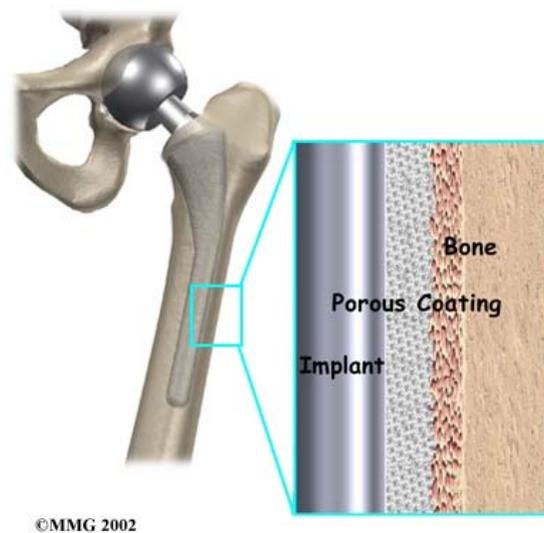


Figura II.8 - Esquema da interface prótese-osso.

(Fonte: <http://www.eorthopod.com/content/hemiarthroplasty-hip>)

As geometrias das próteses não cimentadas e os métodos de fixação da prótese são apresentados na Figura II.9.

No método de fixação “press-fit” a fixação é feita pelo ajustamento e aperto entre a superfície da prótese e a superfície do osso hospedeiro. Numa tentativa de melhorar a rigidez da fixação foram utilizados parafusos e cavilhas, assim como foram propostas geometrias com nervuras ou ranhuras como forma de aumentar os pontos de fixação e a sua estabilidade à torção. No caso de a fixação ser conseguida à custa de um revestimento poroso, a superfície da prótese é revestida com um material inerte e micro poroso com o objetivo promover o crescimento ósseo no interior dos poros e consequentemente melhorar a fixação. Por último, pode ser utilizado um revestimento com hidroxiapatite (HA), similar ao método anterior, mas sendo a HA um material biologicamente ativo, este deverá ser capaz de reagir química e diretamente com o osso envolvente, promovendo o seu crescimento (Relvas, 2007).



Figura II.9 - Alguns modelos de próteses não-cimentadas (Relvas, 2007).

II.5.3 - PRÓTESE MODULAR

As próteses modulares surgiram para tentar resolver os problemas relacionados com as diferenças anatómicas dos pacientes. Este tipo de prótese oferece uma gama de subcomponentes de diversos tamanhos (esferas de diferentes diâmetros, pescoços de diferentes comprimentos e componente acetabular de diferentes medidas) cuja montagem pode resultar num melhor ajustamento à anatomia específica do paciente. Uma das vantagens do sistema modular é a possibilidade de variar o tamanho da cabeça e do pescoço da prótese, o que permite muitas vezes compensar deformações anatómicas que historicamente têm contribuído para uma elevada taxa de deslocações da prótese e realização de cirurgias de revisão (Relvas, 2007; Restrepo, et al., 2011; Le, et al., 2011). Na Figura II.10 apresentam-se alguns exemplos de próteses modulares em que a cabeça esférica amovível também funciona como um sistema modular.



Fonte: <http://www.biosol.co.in>

Fonte: <http://www.indiamart.com>

Fonte: <http://www.medicalexpo.com>

Figura II.10 - Alguns modelos de próteses modulares.

II.5.4 - PRÓTESE HÍBRIDA

As próteses híbridas (Figura II.11) consistem numa combinação entre uma haste femoral cimentada e uma componente acetabular não cimentada (Schmalzried & Harris, 1993). Esta solução combinada com a utilização de uma haste femoral cimentada permite a dita artroplastia híbrida. No início, nas artroplastias híbridas utilizavam-se parafusos para fazer a fixação do componente acetabular (Davey & Harris, 1989; Amstutz & Duff, 2008). Posteriormente, verificou-se que o uso de uma cúpula acetabular porosa, fixa por press-fit, promovia o crescimento ósseo o que tornava dispensável a fixação por parafusos (Schmalzried, et al., 1994). A fixação primária depende do grau de interferência produzido (press-fit), sendo este o sistema mais utilizado em pacientes jovens (Relvas, 2007).

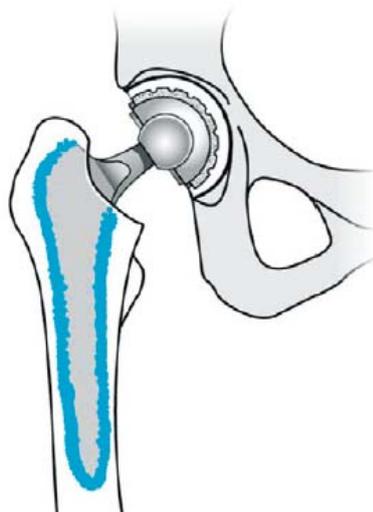


Figura II.11 - Esquema da interface prótese-osso (Pivec, et al., 2012).

II.5.5 - PRÓTESE ANATÓMICA

No caso da prótese não-cimentada, a fixação da haste femoral necessita de um contacto perfeito com o osso cortical e um bom ajustamento e acomodação do fémur, de forma reduzir o aparecimento de micro-movimentos e obter uma boa estabilidade inicial que permita o crescimento ósseo necessário à estabilidade a longo prazo (Niinimäki, et al., 2001; Walker, et al., 1987; Zweymüller, et al., 1988). No entanto Noble, et al., (1995), Husmann, et al., (1997) e Massin, et Al., (2000), demonstraram que a cavidade femoral não tem uma geometria uniforme e referem a enorme variabilidade da anatomia interna do fémur. Ora, devido a essa variabilidade da anatomia, as hastes femorais com geometria reta não contemplam as diferenças anatómicas existentes no fémur, assim como não acomodam as diferenças entre o lado direito e o lado esquerdo da pessoa. Tendo em conta a sua geometria, as hastes retas apresentam grandes limitações no preenchimento, ajustamento e acomodação à anatomia do fémur. Refira-se que as hastes femorais anatómicas foram concebidas e introduzidas por “Engh” (Engh, et al., 1990), sendo estas produzidas em cromo-cobalto e apresentando um revestimento poroso em 80% da superfície da haste e, apesar da designação de anatómicas, a sua haste não apresentava qualquer curvatura (Relvas, 2007). Esta geometria apresentou bons

resultados com taxas de sucesso acima de 97% em 10 anos, comprovados por relatos clínicos que indicam que as hastes retas produzem fraturas intra operativas mais frequentemente que as hastes anatómicas (Toni, et al., 1994; Meek, et al., 2004; Kaneuji, et al., 2000). A curvatura da haste permite preencher o canal proximal do fêmur e melhorar o ajustamento anterior-posterior, o que resulta no aparecimento de menos micro movimentos do que na haste femoral reta. Um fêmur, na sua parte superior, apresenta a forma de uma elipse segundo uma secção transversal, e abaixo desta desenvolve-se como um tubo oblongo em forma de S. Esta geometria torna difícil a correta acomodação da haste da prótese. Deste modo torna-se importante que a morfologia da haste contemple uma curvatura não só no plano frontal mas também no plano sagital (Figura II.12) (Kaneuji, et al., 2000).

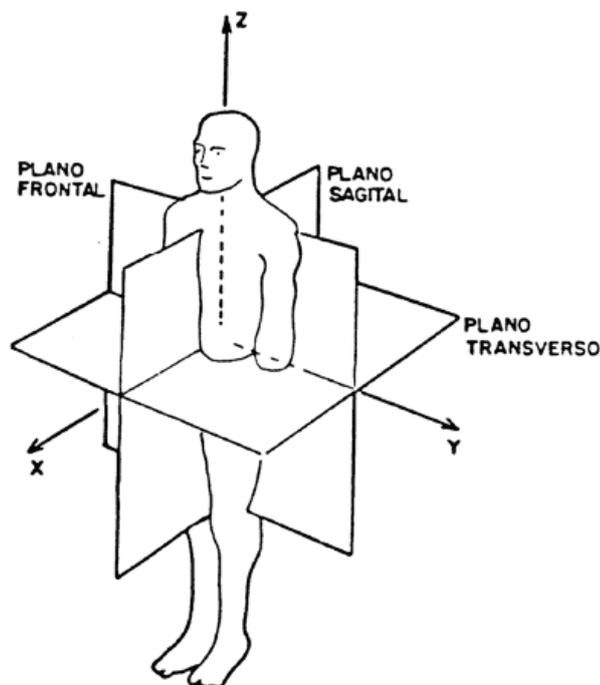


Figura II.12 - Planos de secção do corpo humano (Kaneuji, et al., 2000).

Mais recentemente, têm sido introduzidas novas geometrias em próteses que tentam comprovar o benefício dos conceitos teóricos produzidos com base em referências anatómicas. Estas propostas designadas por “anatomicamente adaptadas “ apresentam geometrias que tentam seguir a dupla curvatura da zona proximal do fêmur e são fornecidas distintamente em versão direita e esquerda, conforme o lado onde deverão ser implantadas. Na Figura II.13 apresentam-se modelos de próteses anatomicamente adaptadas.



Figura II.13 - Modelo de prótese anatomicamente adaptada.

(Fonte: <http://www.plusorthopedics.com/>)

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abele, E. & Frohlich, B., High Speed Milling of Titanium Alloys. *Advances in Production Engineering & Management*, Volume 3, (2008), pp. 131-140.

Agrawal, C. & Ray, R., Biodegradable polymeric scaffolds for musculoskeletal tissue engineering. *Journal of Biomedical Materials Research*, Volume 55, (2001), pp. 141-150.

Amass, W., Amass, A. & Tighe, B., A review of biodegradable polymers: Uses, current developments in the synthesis and characterization of biodegradable polyesters, blends of biodegradable polymers and recent advances in biodegradation studies. *Polymer International*, Volume 47, (1998), pp. 89-144.

Amstutz, H. & Duff, M., Eleven Years of Experience With Metal-on-Metal Hybrid Hip Resurfacing. *The Journal of Arthroplasty*, Volume 23(6) Suppl. 1, (2008), pp. 36-43.

Andrade, Â. & Domingues, R., Cerâmias Bioativas - Estado da Arte. *Quim. Nova*, Volume 29(1), (2006), pp. 100-104.

Antoniali, A., *Uma Contribuição ao Fresamento Frontal da Liga de Titânio Ti-6Al-4V*. (2009), Universidade Estadual de Campinas: Tese de Mestrado.

Araújo, M., *Avaliação do processo de degradação de misturas termoplásticas à base de amido de milho*. (2005), Universidade do Minho: Tese de Doutoramento.

Araújo, T. & Couto, A., *Estudo do aço inoxidável aplicado como implante ortopédico*. (2003), [Online] Available at: http://www.mackenzie.br/fileadmin/Graduacao/EE/Revista_on_line/aco_inoxidavel.pdf [Acedido em 11 Maio 2011].

Araújo, T. & Couto, A., *Estudo do aço inoxidável aplicado como implante ortopédico*. (2003), [Online] Available at: http://www.mackenzie.br/fileadmin/Graduacao/EE/Revista_on_line/aco_inoxidavel.pdf [Acedido em 11 Maio 2011].

Azevedo, V., Chaves, S., Bezerra, D. & Costa, A., Materiais cerâmicos utilizados para implantes. *Revista Eletrônica de Materiais e Processos*, Volume 2.3, (2008), pp. 31-39.

Barbanti, S., Zavaglia, C. & Duek, E., Polímeros Bioreabsorvíveis na Engenharia de Tecidos. *Polímeros: Ciência e Tecnologia*, Volume 15(1), (2005), pp. 13-21.

Barbosa, M. et al., Biomateriais. Em: *Biotecnologia - Fundamentos e Aplicações*. (2005), Lisboa: Lidel, Edições Técnicas, pp. 377-397.

Bruschi, S., Ghiotti, A. & Bordin, A., Effect of the Process Parameters on the Machinability Characteristics of a CoCrMo Alloy. *Key Engineering Materials*, Volume 554-577, (2013), pp. 1976-1983.

Bugbee, W., Culpepper, W., Engh, C. & Engh, C., Long-term clinical consequences of stress-shielding after total hip arthroplasty without cement. *J. Bone Joint Surg. Am.*, Volume 79(7), (1997), pp. 1007-1012.

Completo, A. & Fonseca, F., *Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelético e Ortopédica*. (2011), Edições Técnicas ed. Porto: Publindústria.

Davey, J. & Harris, W., A preliminary report of the use of a cementless acetabular component with a cemented femoral component. *Clin. Orthop.*, Volume 245, (1989), pp. 150-155.

Dee, K., David, A. & Bizios, R., An Introduction to Tissue-Biomaterial. Em: *Biomaterials*. (2002), UK: John Wiley & Sons, pp. 1-13.

Ducheyne, P., Bioceramics - Material Characteristics Versus In vivo Behavior. *Journal of Biomedical Materials Research-Applied Biomaterials*, Volume 21, (1987), pp. 219-236.

Eastmond, G., Ledwith, A., Russo, S. & Sigwalt, P., *Comprehensive polymer science – the synthesis, characterization, reaction and applications of polymers*. (1989), s.l.:Pergamon Press.

Elisio, G., *Estudo da degradação das propriedades mecânicas de materiais compósitos pelo efeito da esterilização por autoclave*. (2013), Universidade da Beira Interior: Tese de Mestrado.

Engh, C., Glassman, A. & Suthers, K., The Case for Porous-Coated Hip Implants: The Femoral Side. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, Volume 261, (1990), pp. 63-81.

Ezugwu, E. & Wang, Z., Titanium alloys and their machinability - a review. *Journal of Materials Processing Technology*, Volume 68(3), (1997), pp. 262-274.

Farias, A., Delijaicov, S. & Batalha, G., *Avanços na usinagem de ligas de titânio*. (2011), Brasil, 6º Congresso Brasileiro de Engenharia e Fabricação.

Gilding, D., Biodegradable polymers. In: Biocompatibility of clinical implants materials. *Williams, D. F.(eds)*, CRC Press, (1981), pp. 210-228.

Hallam, P., Haddad, F. & Cobb, F., Pain in the well-fixed, aseptic titanium hip replacement. *The Journal of bone and joint surgery*, Volume 86-B(1), (2004), pp. 27-30.

Hamerschmidt, R. et al., Utilização de hidroxiapatita de cálcio no preenchimento de defeitos ósseos criados em mastoides de ratos. *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*, Volume 77 (3), (2011), pp. 315-321.

Hansen, D., Metal Corrosion in the Human Body: The Ultimate Bio-Corrosion Scenario. *The Electrochemical Society Interface*, Volume 17(2), (2008), pp. 31-34.

Hayashi, T., Biodegradable Polymers of Biomedical Uses. *Progress in Polymer Science*, Volume 19, (1994), pp. 663-702.

Hench, L., Biomaterials: a forecast for the future. *Biomaterials*, Volume 19, (1998), pp. 1419-1423.

Husmann, O. et al., Three-dimensional morphology of the proximal femur. *The Journal of Arthroplasty*, Volume 12(4), (1997), p. 444–450.

INCT, *Institutos Nacionais de Ciência e Tecnologia*. (2014), [Online] Available at: <http://biofabris.com.br/pt/biomateriais/> [Acedido em 2014 Maio 2].

Junior, J., *Considerações atuais sobre aspectos importantes relacionados à osseointegração*. (2009), Universidade Veiga de Almeida: Tese de Mestrado.

Kaneuji, A. et al., Three-dimensional morphological analysis of the proximal femoral canal, using computer-aided design system, in Japanese patients with osteoarthritis of the hip. *Journal of Orthopaedic Science*, Volume 5(4), (2000), pp. 361-368.

Karachalios, T. et al., The long-term clinical relevance of calcar atrophy caused by stress shielding in total hip arthroplasty: A 10-year, prospective, randomized study. *The Journal of Arthroplasty*, Volume 19(4), (2004), p. 469–475.

Knoll, P. & Schaeffer, L., *Análise Microestrutural da Liga de Titânio $\alpha+\beta$, Ti-6Al-4V, Forjada a Quente*. (2006), 17º CBECIMat, Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais, pp. 7740-7451.

Lama, E., Kihara, Y. & Krieger, S., *Fundamentos de Mineralogia Aplicada - BIOCERÂMICA*, (2003), São Paulo: Universidade de São Paulo.

Le, D., Smith, K., Tanzer, D. & Tanzer, M., Modular femoral sleeve and stem implant provides long-term total hip survivorship. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, Volume 469(2), (2011), pp. 508-513.

Lyman, D. & Rowland, S., *Biomaterials*. In: *Polymers: biomaterials and medical applications*. (1989), J.(eds), John Wiley and Sons: pp. 52-71.

Mano, J., Koniarova, D. & Reis, R., Thermal properties of thermoplastic starch/synthetic polymer blends with potential biomedical applicability. *Journal of Materials Science-Materials in Medicine*, Volume 14, (2003), pp. 127-135.

Marti, A., Cobalt-base alloys used in bone surgery. *Int. J. Care Injured*, Volume 31(4), (2000), pp. 18-21.

Massin, P. et al., The anatomic basis for the concept of lateralized femoral stems : A frontal plane radiographic study of the proximal femur. *The Journal of Arthroplasty*, Volume 15(1), (2000), pp. 93-101.

Matsui, M., *Correlações entre estrutura química, super-estrutura macromolecular e morfologia das blendas e redes poliméricas à base de quitina e poliuretano.* (2007), Universidade Federal do Panamá: Tese de Doutorado.

Meek, R. et al., Intraoperative Fracture of the Femur in Revision Total Hip Arthroplasty with a Diaphyseal Fitting Stem. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, Volume 86(3), (2004), pp. 480-485.

Moura, M., Morais, A. & Magalhães, A., *Materiais Compósitos - Materiais, fabrico e comportamento mecânico.* (2005), Porto: Publindústria, Edições Técnicas.

Muster, D., Biomaterials for hard tissue repair and reconstruction. Em: *Biomaterials degradation, fundamental aspects and related clinical phenomena.* (1991), Barbosa, M. A.(eds): Elsevier Science publishers.

Niinimäki, T., Junila, J. & Jalovaara, P., A proximal fixed anatomic femoral stem reduces stress shielding. *International Orthopaedics*, Volume 25(2), (2001), pp. 85-88.

Niinomi, M., Recent metallic materials for biomedical applications. *Metallurgical and materials transactions*, Volume 33A, (2002), pp. 477-486.

Noble, P. et al., The effect of aging on the shape of the proximal femur. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Volume 316, (1995), pp. 31-44.

Oestreich, D., Mosquen, A., Stoffel, D. & Souza, A., *Revisão da literatura sobre a usinabilidade do titânio e suas ligas.* (2011), 6º Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação, s.n.

Park, J. & Lakes, R., *Biomaterials – An Introduction.* (2007), s.l.:Springer, 3ª edição.

Pereira, C., Gomes, M., Reis, R. & Cunha, A., Hard cellular materials in the human body: properties and production of foamed polymers for bone replacement.. Em: *Emulsions and cellular materials.* (1998), Uk: Sadoc, F. and Rivier, N. (eds), pp. 193-204.

Pivec, R., Johnson, A., Mears, S. & Mont, M., Hip arthroplasty. *The Lancet*, Volume 380, Issue 9855, (2012), pp. 1768-1777.

Qualinox, *Qualinox - Corte a Laser Tubos e Chapas metálicas*. (2011), [Online] Available at: http://www.qualinox.com.br/ficha_acos.htm [Acedido em 24 Maio 2011].

Ravi, B. & Agarwal, M., Computer-aided Development of Mega Endo-Prostheses. Em: P. Bártolo & B. Bidanda, edits. *Bio-Materials and Prototyping Applications in Medicine*. (2007), Springer: US, pp. 191-207.

Reis, R., *Starch and Polyethylene based bone-analogue composite biomaterials*. (1999), Universidade do Minho: Tese de Doutoramento.

Relvas, C., *Concepção e estudo de próteses de anca anatomicamente adaptadas por obtenção in situ da geometria do canal femoral*. (2007), Universidade de Aveiro : Tese de Doutoramento.

Restrepo, C. et al., Modular femoral stems for revision total hip arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, Volume 469(2), (2011), pp. 476-482.

Rigo, E. et al., Implantes metálicos recobertos com hidroxiapatita. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, Volume 15(1-2), (1999), pp. 21-29.

Rodrigues, J. & Martins, P., *Tecnologia Mecânica - Tecnologia da deformação plástica*. (2010), Escolar Editora ed. Lisboa: Vol. I (Fundamentos teóricos).

San Ramon, J. & Garcia, P., Biomateriales polimericos compuestos para aplicaciones quirurgicas: composites para cirurgia ortopedica y remodelacion osea. *Revista de Plásticos modernos*, Volume 438, (1992), pp. 674-688.

Schmalzried, T. & Harris, W., Hybrid total hip replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Volume 75-B(4), (1993), pp. 608-615.

Schmalzried, T., Wessinger, S., Hill, G. & Harris, W., The Harris-Galante porous acetabular component press-fit without screw fixation: Five-year radiographic analysis of primary cases. *J. Arthroplasty*, Volume 9(3), (1994), pp. 235-242.

Schneider, C., Schneider, C. G., Rodrigues, S. & Pires, C., *Estudo comparativo das propriedades mecânicas de ligas Ti-XNb-13Zr*. (2006), 17º CBECIMat, Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais, pp. 4412-4423.

Simioni, S., *Manual da Qualidade de Implante em Artroplastia de Quadril*. (2012), Curitiba: Editora Universitária Champagnat.

Siopack, J. & Jergesen, H., Total hip arthroplasty. *West J. Med.* , Volume 162(3), (1995), pp. 243-249.

Sokei, C. R. et al., *Avaliação da dureza do aço inoxidável ISO 5832-9 em função da variação da temperatura de envelhecimento*. (2006), Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais, s.n., pp. 4437 - 4448.

Srivastav, A., *An Overview of Metallic Biomaterials for Bone Support and Replacement*. (2011), [Online] Available at: http://www.intechopen.com/source/pdfs/12800/InTech-An_overview_of_metallic_biomaterials_for_bone_support_and_replacement.pdf [Acedido em 24 Maio 2011].

Tebecherani, C., *Aços Inoxidáveis - Artigo técnico*. (2011), [Online] Available at: http://www.pipesystem.com.br/Artigos_Tecnicos/Aco_Inox/body_aco_inox.html [Acedido em 24 Maio 2011].

Thomson, R., Yaszemski, M., Powers, J. & Mikos, A., Fabrication of biodegradable scaffolds to engineer trabecular bone. *Journal of Biomaterials Science-Polymer Edition*, Volume 7, (1995), pp. 23-38.

Toni, A. et al., Incidence of intraoperative femoral fracture. Straight-stemmed versus anatomic cementless total hip arthroplasty. *Acta Orthopaedica Belgica*, Volume 60(1), (1994), p. 43-54.

Vert, M., Li, M., Spenlehauer, G. & Guerin, P., Bioresorbability and biocompatibility of aliphatics. *Journal Material Science*, Volume 3, (1992), pp. 432-446.

Walczak, J., Shahgaldi, F. & Heatley, F., In vivo corrosion of 316L stainless-steel hip implants: morphology and elemental compositions of corrosion products. *Biomaterials*, Volume 19(1-3), (1998), pp. 229-237.

Walker, P., Schneeweis, D., Murphy, S. & Nelson, P., Strains and micromotions of press-fit femoral stem prostheses. *Journal of Biomechanics*, Volume 20(7), (1987), p. 693–702.

Yang, X. & Liu, C., Machining titanium and its alloys. *Machining Science and Technology: An International Journal*, Volume 3(1), (1999), pp. 107-139.

Zweymüller, K., Lintner, F. & Semlitsch, M., Biologic fixation of a press-fit titanium hip joint endoprosthesis. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, Volume 235, (1988), pp. 195-206.

CAPÍTULO III

TÉCNICAS DE FABRICO DOS IMPLANTES ORTOPÉDICOS

SUMÁRIO:

NESTE CAPÍTULO, APRESENTAM-SE AS DIVERSAS TÉCNICAS PASSIVEIS DE SEREM ADOTADAS NO FABRICO DE IMPLANTES ORTOPÉDICOS, DANDO-SE UM ENFASE ESPECIAL À TECNOLOGIA CAM ATRAVÉS DA DEMONSTRAÇÃO DO POTENCIAL DESSES SISTEMAS NO FABRICO DE IMPLANTES MÉDICOS PERSONALIZADOS.

III.1 - OS IMPLANTES ORTOPÉDICOS E SUAS TÉCNICAS DE FABRICO

A Crise Financeira Mundial que teve o seu início entre os anos de 2008 a 2009 fez com que muitas empresas tivessem que definir o seu rumo em termos futuros. Em síntese, dois cenários se afiguravam possíveis: ou as unidades fabris fechavam e deixavam de existir ou então teriam de se adaptar às novas exigências do mercado. Também as empresas que fabricavam ferramentas e as que forneciam produtos ou serviços de maquinagem em todo o mundo sofreram com a crise. Como resultado de tais declínios económicos, muitas empresas necessitaram de se adaptar às novas condições do mercado global sendo que, este tipo de crises, origina que as empresas procurem novas estratégias na diversificação dos produtos, bem e serviços, por forma a garantir a sua sobrevivência e equilíbrio financeiro face às condições económicas demasiado inconstantes.

É usual ouvir-se dizer que, em tempos de crise, somente as empresas fortes sobrevivem, mas para isso necessitam de efetuar uma constante procura de novos mercados e promover o desenvolvimento de novos produtos. A maquinagem de implantes ortopédicos pode enquadrar-se neste tipo de estratégia de mercado, tendo o sector de fabricação de implantes ortopédicos tomado uma opção estratégica de diversificação. Além disso, surgiram novos fabricantes, alguns deles com recurso ao fabrico de implantes em máquinas CNC. Os avanços tecnológicos nesta área têm sido constantes e de uma forma tão diversificados que pode ser uma boa oportunidade para que as empresas de maquinagem entrem num mercado que apresenta um forte crescimento económico.

Segundo Soares (2005), o mercado mundial de biomateriais, em 2000, foi estimado em 23 mil milhões de dólares e com taxas de crescimento de 12% ao ano, o que significa que em 2005, ultrapassou os

40 mil milhões de dólares. Em termos de representação no mercado, os EUA detêm uma cota de aproximadamente 35 a 45% do mercado mundial, enquanto o mercado europeu é responsável por cerca de 25%. Em 2005, só mercado ortopédico a nível mundial foi estimado em 24 mil milhões de dólares, sendo que 3,3 mil milhões de dólares correspondem ao mercado norte-americano. Já em 2008, esse mercado foi estimado como representando 37 mil milhões de dólares, dos quais 12,2 mil milhões de dólares pertencem ao sector de reconstrução de articulações (*i.e.* implantes artificiais) (Soares, 2005). Em 2012, estimou-se que este mercado representava um valor de 17,4 mil milhões de dólares, o que correspondeu a um aumento de 9% ao ano (Marketresearch, 2013; Researchandmarkets, 2013).

A cirurgia reconstrutiva de articulações é em grande parte dominada por intervenções no joelho, anca e ombro, sendo no entanto a reconstrução do joelho e da anca as que predominam (Artroplastia, 2011). Através da análise das tendências sociais e demográficas no ocidente, pode-se verificar que além de uma população em ritmo de envelhecimento acelerado e com melhor acesso a este tipo de intervenções cirúrgicas (Deb & Koller, 2008; Dang, et al., 2011), o crescimento destas intervenções também tem sido alimentado por países em desenvolvimento tais como a Índia e a China (Rawal, et al., 2013). Tal como foi dito anteriormente, estes dois países juntos representam 37% da população global. Para realçar este potencial de crescimento, considere-se que atualmente os EUA e a Europa são os maiores consumidores no mercado, representando aproximadamente 80% de consumo mundial (50% EUA, 30% Europa) (Datamonitor, 2006), apesar de constituírem unicamente 17% da população mundial. Em 2008, o setor da cirurgia do joelho e da anca teve a um crescimento de receitas de mais de 17% fora dos Estados Unidos, tendo sido mais do dobro do valor de crescimento do mercado dos Estados Unidos (Viscogliosi, 2009), prevendo-se um aumento de 174% até 2030 (Dang, et al., 2011; Kurtz, et al., 2007; Pivec, et al., 2012; Bang, et al., 2010). Em Portugal somente a 1 de Junho de 2009 foi oficialmente lançado o Registo Português de artroplastias, tornando-se Portugal o 23º país europeu a dispor deste tipo de registo. Trata-se de uma base de dados a nível nacional, centrada nos implantes que são utilizados para repor a funcionalidade de uma articulação, como a da anca ou a do joelho. Esta permite também registar informações sobre todas as próteses que são implantadas (tipo, marca, modelo e fabricante), quais os doentes, em que condições, qual a equipa cirúrgica, com que técnica e em que hospital. Consta também deste registo as revisões das próteses e as razões que levaram à sua substituição, uma vez que se prevê que a duração mínima deverá ser de 10 anos. Analisando o 2º Relatório anual do registo português de artroplastia, referente ao 2º semestre de 2010 e ao 1º semestre de 2011, verifica-se que foram realizadas 4906 artroplastias

da anca que corresponderam a 19% de próteses cimentadas, 15% de hemiastroplastia, 59% de próteses não cimentadas e os restantes 7% de outras. Quanto às revisões, foram realizadas 684 revisões da anca (Artroplastia, 2011).

Constata-se, assim, que o mercado ortopédico continua a crescer sendo por isso um sector de aposta em termos industriais. Uma empresa que pretenda entrar neste setor terá de adotar uma estratégia de constante evolução e terá, obrigatoriamente, de efetuar investimento em tecnologia e em pessoal qualificado, sendo que o investimento na tecnologia correta é crucial para se manter neste mercado cada vez mais competitivo. Para responder às necessidades do mercado, uma empresa necessita de se equipar com a máquina correta, dispor de um *software* CAD/CAM eficaz em termos de fabricação, adquirir ferramentas de corte adequadas e recorrer a recursos humanos qualificados. É claro que satisfazer os requisitos de geometria e de acabamento superficial ao maquinar os materiais utilizados nas peças ortopédicas para implantes podem representar um desafio. Para resolvê-lo é necessária uma correta integração entre o operador, o *software* CAD/CAM e a máquina, sendo que esta deverá ainda permitir uma programação fácil e flexível da maquinagem, bem como evitar deficiências na produção que podem surgir quando existem alterações do processo de fabrico devido à necessidade de se proceder a uma regeneração do programa CNC.

Na década passada assistiu-se a avanços tecnológicos significativos no setor da reconstrução das articulações. Mais recentemente, uma nova tendência emergiu desses avanços, particularmente na área de artroplastia do joelho e da anca, que consiste no desenvolvimento de implantes específicos para o paciente. Através da utilização de *scanners* 3D, fazendo uso da tecnologia de design assistido por computador (CAD) e da tecnologia de fabrico assistido por computador (CAM), é possível desenhar e fabricar de forma eficiente implantes específicos para um determinado paciente e com custos mais reduzidos quando comparados com alguns anos atrás. Esta abordagem dos implantes ortopédicos tem benefícios óbvios se for comparado com o uso atual de implantes comercialmente prontos e que geralmente oferecem uma gama limitada de geometrias e tamanhos (Relvas, et al., 2009).

Os processos de fabrico e de produção de componentes ortopédicos variam entre si, dependendo essencialmente do material em que são feitos, do tipo de solicitação a que vão estar sujeitos em termos de comportamento mecânico e da função biológica, e das quantidades a produzir. No caso das próteses femorais podem ser utilizados vários materiais para fabricar as diferentes partes que

constituem uma prótese. Por exemplo, a haste pode ser metálica, a cabeça cerâmica e a componente acetabular polimérica. Isto envolve não só o processamento de materiais diferentes, mas também a produção de geometrias distintas conforme o componente, com os seus diferentes graus de complexidade e de precisão geométrica e dimensional.

Deste modo, no fabrico de próteses femorais recorre-se à utilização de um vasto leque de processos de fabrico, sendo os principais a fundição, o forjamento e a maquinagem. Refira-se ainda que os processos de fundição e o de forjamento requerem normalmente o fabrico prévio das ferramentas de produção e apresentam tempos de processamento e fabrico algo extensos, pelo que se destinam essencialmente ao fabrico/produção de médias/grandes quantidades. No caso da maquinagem, este processo de fabrico é o mais indicado na produção de protótipos ou de modelos únicos, de geometria complexa, adaptados individualmente às especificidades de cada indivíduo. É de assinalar os trabalhos de investigação conducentes ao desenvolvimento de implantes específicos fazendo uso de técnicas de modelação avançadas e de tecnologias de fabrico assistidas por computador (CAM). Assim, é possível desenhar e fabricar implantes específicos para um determinado paciente de forma eficiente e com custos reduzidos quando comparados com alguns anos atrás.

III.2 - FUNDIÇÃO

A tecnologia da fundição permite fabricar peças através do vazamento de metais no estado líquido no interior de moldes. Entre todos os processos, o processo de fundição por cera perdida é, provavelmente, o mais utilizado para a obtenção de implantes fundidos. Este utiliza materiais cerâmicos no fabrico da moldação, cuja geometria é obtida recorrendo a modelos em cera sintética. Este processo é capaz de produzir componentes de elevada qualidade, nomeadamente implantes ortodónticos, hastes femorais, próteses do joelho e do ombro, em materiais como o titânio ou ligas de crómio-cobalto. O relativo sucesso da utilização deste processo justificava-se não só pelo pleno domínio tecnológico, como também pelo facto de o material fundido apresentar normalmente uma percentagem de carbono que ronda 0,25%, o que o torna apropriado para aplicações de

revestimentos porosos na sua superfície, uma vez que os pequenos grânulos do revestimento auxiliam e promovem o crescimento ósseo necessário para garantir uma boa fixação osso-implante (Relvas, 2007).

III.3 - FORJAGEM

Os termos forjagem ou forjamento utilizam-se para designar a família de processos tecnológicos de deformação plástica na massa para os quais a alteração de forma é realizada através de forças de compressão. Os processos de forjamento podem ser classificados em função da temperatura a que se realizam e com base no tipo de ferramenta que trabalha a peça, podendo-se estabelecer três grupos (Relvas, 2007):

- Forjamento em matriz aberta – este grupo é composto pelas operações de forjamento em que o escoamento do material não é, ou é apenas ligeiramente, estrangido lateralmente sendo que as ferramentas (matrizes) possuem geometrias simples;
- Forjamento em matriz fechada – este grupo é composto pelas operações de forjamento em que o escoamento do material é estrangido lateralmente. As ferramentas possuem a forma negativa da peça a fabricar;
- Outros tipos de forjamento – este grupo integra as operações de forjamento por compressão axial, por intermédio de rolos, rotativo e orbital.

Os implantes ortopédicos fabricados por forjagem e utilizando ligas de Co-Cr-Mo apresentam uma maior tensão de rotura do que os implantes produzidos por fundição. No entanto, a sua aplicação tem-se feito essencialmente para as fixações cimentadas. Isto deve-se em grande parte ao facto da conformabilidade destas ligas de material ser fortemente afetada pela presença de carbono na liga, que é geralmente inferior a 0,07% de carbono. Esta característica faz com que os implantes de Co-Cr-Mo forjados sejam pouco indicados para aplicações com revestimentos porosos (Relvas, 2007).

III.4 - PROCESSOS ADITIVOS

Os processos aditivos de fabrico por camadas são frequentemente designados por prototipagem rápida, permitem produzir objetos com formas complexas a partir de dados digitais tridimensionais e são utilizados para obtenção direta de peças ou protótipos sólidos. As geometrias podem ser obtidas utilizando um programa de modelação 3D (CAD), ou pela conversão de arquivos obtidos em *scanners* 3D, tomografia computadorizada ou ressonância magnética. Na área da engenharia, recorrendo aos processos aditivos é possível fabricar vários tipos de modelos anatómicos e réplicas de implantes com fins educacionais ou para melhor entender determinada patologia de um paciente. Os modelos, dependendo das técnicas disponíveis, podem ser feitos de papel, cera, cerâmicos, plástico ou metal (Antas, et al., 2008; Antas, 2007). Diversos processos de fabrico estão atualmente disponíveis, tais como a modelação por fusão e deposição de polímero (FDM), Estereolitografia (SLA), sinterização seletiva por laser (SLS), impressão tridimensional (TDP), fabricação de objetos por laminados (LOM), entre outros.

A Modelagem por Fusão e Deposição (FDM) é um processo aditivo que constrói as peças por deposição de um material termoplástico extrudido. A cabeça injetora traça os perímetros da sessão transversal e preenche-os construindo assim cada camada. Um dos materiais comumente utilizados é o ABS, um plástico de engenharia muito utilizado por possuir boas propriedades mecânicas, outro material igualmente bastante utilizado neste processo é o PLA que é considerado um polímero biocompatível. A Estereolitografia (SLA) constrói o modelo, peça ou protótipo, pela polimerização de uma resina líquida fotocurável por meio da incidência de luz ultravioleta gerada através de um feixe laser. A solidificação é feita camada a camada e este processo permite a obtenção de peças com boa transparência e excelente acabamento superficial. Já a Sinterização Seletiva por Laser (SLS) permite a construção de modelos físicos utilizando materiais na forma de pó. O pó é processado num ambiente inerte e termicamente controlado no interior de uma câmara. Ele atinge a temperatura de fusão (sinterização) por ação de um laser de CO₂. Depois de uma camada ser sinterizada é depositada uma nova camada e assim sucessivamente até finalizar a construção da peça. Este processo exige um

trabalho de pós-processamento para melhorar o acabamento das superfícies e a sua grande vantagem é a variedade de materiais que podem ser utilizados, incluindo os metais.

Ao contrário das outras tecnologias de prototipagem rápida, esta refere-se a um conjunto de equipamentos que usam a tecnologia de "jato de tinta", sendo que atualmente as diferentes tecnologias distinguem-se em Fused Filament Fabrication (FFF) Multi-Jet Modeling (MJM) e ColorJet Printing (CJP). O processo FFF é um processo idêntico ao FDM e recorre à extrusão de um filamento de material polimérico que é depositado camada sobre camada para construir a peça ou modelo. A tecnologia MJM diferencia-se da primeira por recorrer a uma cabeça equipada com vários bicos injetores que são responsáveis por depositar pequenas gotas de material que em contacto com a superfície solidificam ou são polimerizados por ação de uma luz ultravioleta. No processo designado por CJP, os protótipos são construídos sobre uma plataforma onde é colocada uma fina camada de material em pó, posteriormente uma cabeça de impressão faz a deposição seletiva de um ligante líquido que aglomera o pó nas áreas desejadas. O pó solto permanece na plataforma para dar suporte ao protótipo durante a fase de fabrico. A plataforma desce e torna-se a adicionar mais pó e o processo repete-se. No final a peça resultante é limpa, removendo-se o pó excedente. Esta tecnologia tem tido recentemente um enorme desenvolvimento, atendendo à maior rapidez do processo, sendo bastante utilizada no fabrico de modelos não funcionais, pois ainda apresenta algumas limitações de acabamento superficial e precisão comparativamente com os outros processos de PR.

O fabrico direto de peças e modelos funcionais em materiais metálicos, nomeadamente em ligas de titânio e cromo-cobalto, através de processos aditivos tem tido recentemente enormes desenvolvimentos, pois são tendencialmente mais rápidos e dispensam o recurso ao fabrico prévio de ferramentas. Nesse sentido refira-se os processos de sinterização direta de metais por laser (Direct Metal Laser Sintering - DMLS) e o processo de fusão por feixes de eletrões (Electron Beam Melting - EBM). O processo DMLS é idêntico ao processo de SLS mas recorre a um laser de maior potência para efetuar diretamente a sinterização do pó metálico. Neste, a ação do ligante é assegurada por outro pó metálico de mais baixo ponto de fusão, pelo que as peças ou protótipos fabricados por esta tecnologia têm, à partida, uma estrutura 100% metálica. No processo EBM o pó metálico é distribuído uniformemente na área de trabalho, depois é pré aquecido até uma temperatura específica e por fim um feixe de eletrões faz o varrimento da geometria exata do modelo 3D. O processo é repetido camada a camada. Os modelos são construídos em ambiente de vácuo a elevadas temperaturas o

que permite ao material aliviar as tensões internas obtendo assim melhores propriedades do que peças obtidas por fundição.

III.5 - MAQUINAGEM

Na utilização do processo de maquinagem para fabricar próteses e componentes ortopédicos recorre-se a duas tecnologias completamente distintas: a convencional, onde o controlo das operações e das máquinas é feito manualmente; e através de CAD/CAM, que permite a planificação do processo e gera um programa de instruções que é enviado para uma máquina CNC (controlo numérico computadorizado) que realiza a peça de forma automática.

No fabrico de próteses da anca, uma das operações de maquinagem mais utilizadas é o torneamento do cone de fixação da cabeça da prótese. Independentemente de se tratar de uma prótese em titânio ou em Co-Cr-Mo, e quer tenha sido obtida por fundição ou forjagem, a operação de torneamento é sempre executada porque é a única capaz de garantir a precisão dimensional necessária para um bom ajustamento entre o cone e a cabeça. A fresagem pode ser executada só localmente, como por exemplo para definir a geometria do pescoço da prótese, processo frequente em próteses em titânio obtidas por forjagem, ou eventualmente para produzir toda a geometria da haste, do pescoço e do cone de fixação de uma prótese. Neste caso é utilizado predominantemente o titânio como material de base e a preferência por este processo está normalmente associada à complexidade da geometria ou ao reduzido número de próteses a fabricar.

O fabrico de implantes ortopédicos como as próteses de anca, do joelho, discos vertebrais, próteses ortodônticas, dentes artificiais e instrumentos cirúrgicos, possuem atualmente geometrias cada vez mais complexas e tem exigido a utilização de equipamentos bastante sofisticados, sendo normal o uso de tornos CNC de três e mais eixos, assim como o recurso a operações de fresagem multi-eixos de três e cinco eixos (Relvas, 2007).

III.6 - SISTEMAS CAM (COMPUTER AIDED MANUFACTURING)

A palavra CAM deriva do Inglês *Computer Aided Manufacturing* que significa em Português Fabrico Assistido por Computador, remontando a sua origem ao desenvolvimento das máquinas controladas numericamente (CN) no final dos anos 40 e inícios dos anos 50. Quando as máquinas-ferramenta começaram a ser controladas por computador, no fim dos anos 70, início dos anos 80, surgiu o termo CNC (Controlo Numérico Computorizado). Atualmente este termo engloba diversos processos de fabricação automáticos, que vão desde a fresagem ao torneamento, passando pelo oxicorte e corte a laser, retificação, furação, entre outros. Um sistema de CAM pode ser utilizado na criação de programas de CN para qualquer um destes processos de fabricação. A tecnologia CAM facilita a criação de programas CN em componentes com geometrias complexas que de outra forma seria muitas vezes de extrema complexidade. A Figura III.1, apresenta os procedimentos que deverão ser aplicados no *software* de CAM até à obtenção de um programa de CN.

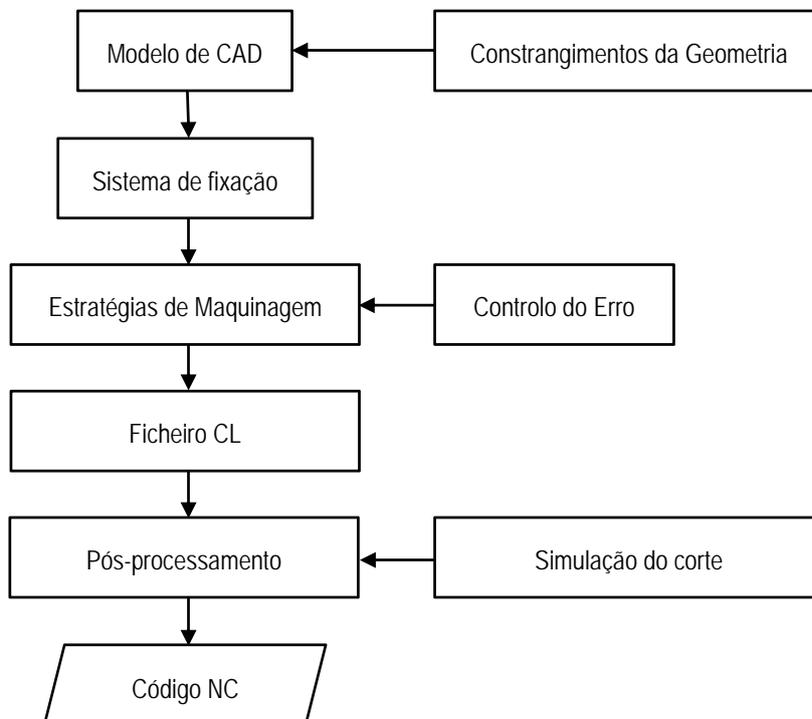


Figura III.1 - Procedimentos e etapas para a obtenção de um programa NC (Mesquita, 1997).

Depois de se desenhar um modelo tridimensional de uma qualquer forma geométrica simples ou complexa num sistema CAD, é necessário efetuar a transferência desse modelo geométrico para um sistema CAM, para se proceder à elaboração das trajetórias de maquinagem. As trajetórias aqui geradas serão posteriormente transformadas em linguagem máquina (códigos CNC) e consequentemente transferidas ao comando numérico da máquina-ferramenta CNC que, uma vez executados os referidos códigos de forma sequencial, irá produzir a peça pretendida. No entanto, aquando da transferência do modelo de CAD para o *software* de CAM, duas situações podem acontecer: na primeira o *software* apresenta as funcionalidades CAD e CAM, sendo que a transferência do modelo CAD para o CAM será feita de forma direta, sem a necessidade da existência de uma interface que faça a integração entre as funcionalidades CAD/CAM, e isso, por norma, ocorre quando o fabricante dos *softwares* é o mesmo. Talvez a maior vantagem que se possa ter em possuir sistemas CAD/CAM do mesmo fabricante seja a capacidade de associatividade e integração entre os dois sistemas, pois qualquer alteração que se faça no modelo geométrico dentro do sistema CAD será automaticamente reconhecido e atualizado pelo sistema CAM.

Esta interligação pode ser bastante benéfica em termos industriais pois permite que as etapas de projeto e produção possam ser realizadas em simultâneo e não exista perda de tempo de reprogramar a peça caso esta sofra alterações em termos geométricos. No caso das duas funcionalidades CAD e CAM serem realizadas por *softwares* distintos, torna-se necessário a utilização de uma interface que realize a transferência do modelo geométrico do sistema CAD para o de CAM. Esta interface de transferência representa um papel extremamente importante, pois é responsável por converter o modelo geométrico (bidimensional ou tridimensional) original num formato neutro, ou seja, num formato normalizado e reconhecido por qualquer sistema CAD/CAM. De entre as opções de formatos neutros disponíveis neste tipo de interfaces de transferência, as mais utilizadas são: IGES (Initial Graphics Exchange Specification), DXF (Data Exchange Format), STEP (Standard for Exchange of Product Model Data) e PARASOLID (Cunha, 2000).

É importante referir que podem surgir alguns problemas em termos de qualidade e precisão geométrica aquando da conversão do modelo geométrico para o formato neutro. Esses problemas podem ocorrer devido ao facto do modelo geométrico original possuir elementos geométricos que não fazem parte dos recursos geométricos disponíveis na interface de transferência. Assim, esses elementos ou são eliminados ou são substituídos por outros elementos geométricos aproximados. Devido a esse processo de substituição, que poderá acontecer devido à falta de qualidade e precisão

da conversão para formato neutro, podem ocorrer trajetórias erradas, eventualmente até originar colisões da ferramenta com a peça ou até mesmo na máquina. (Souza & Ulbrich, 2009).

Souza e Ulbrich (2009) referem ainda que o CAM ajusta a trajetória da ferramenta dentro de uma banda de tolerância definida pelo programador, sendo essa tolerância conhecida como erro cordal (*chord error*). Quanto menor for o *chord error*, mais próxima a trajetória da ferramenta estará da geometria CAD. Na Figura III.2 apresenta-se um exemplo da geração de segmentos de reta ao longo de uma geometria, respeitando a banda de tolerância utilizada pelo programador do sistema CAM. O sistema CAM determina a trajetória da ferramenta através de segmentos de reta que melhor se adaptam ao *chord error* do sistema, sendo fácil de verificar que a geometria da peça tem influência significativa no tamanho do segmento de reta gerado.

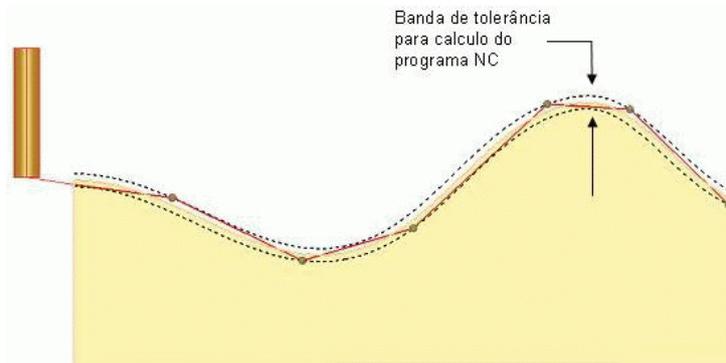


Figura III.2 - Tolerância da trajetória da ferramenta (Souza, 2014)

A Figura III.2 ilustra que, quanto menor a banda de tolerância, mais próximas estarão as trajetórias da ferramenta da superfície a ser maquinada. No entanto, esta diminuição de banda de tolerância apresenta um fator nefasto em termos de programas de CN, pois faz com que eles possuam maiores quantidades de dados, pois existirão mais linhas de programas, fazendo com que possa existir um “estrangulamento” da velocidade de avanço durante a maquinagem, em especial de formas complexas. Os sistemas CAM geram a trajetória da ferramenta a partir de um sistema de coordenadas que está fixo à peça, considerando a peça como estando parada, e que todos os movimentos serão realizados pela ferramenta, não se considerando o tipo de máquina-ferramenta que será usada para a realização da operação de maquinagem. O cálculo dos pontos da trajetória, executado pelo programa CAM, é iniciado pelo cálculo do ponto de contato da ferramenta sobre a geometria CAD 3D, sendo esse ponto designado por *cutter contact* (CC). A localização do ponto central da ferramenta em relação à trajetória, é denominado por *cutter location* (CL) (Figura III.3).

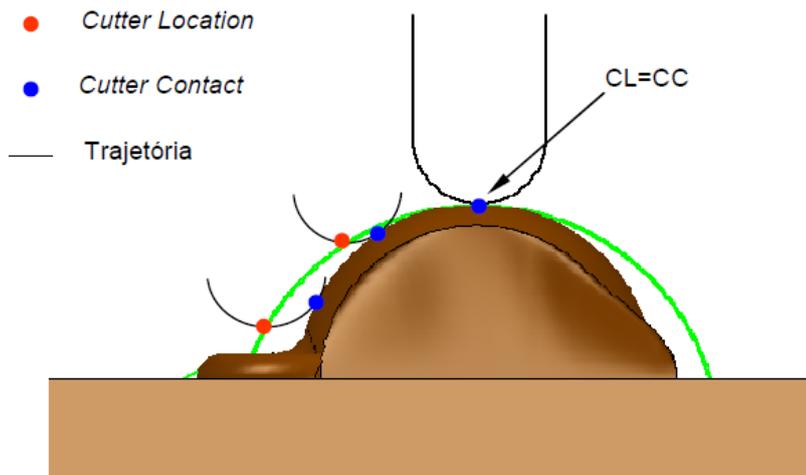


Figura III.3 - Trajetória da ferramenta calculada por um sistema CAM (Souza & Arias, 2008).

De notar que o *cutter contact* (CC) é o ponto que deve estar dentro do limite de tolerância, ao contrário do *cutter location* (CL) que pode estar fora do limite de tolerância, tal como ilustra a Figura III.4.

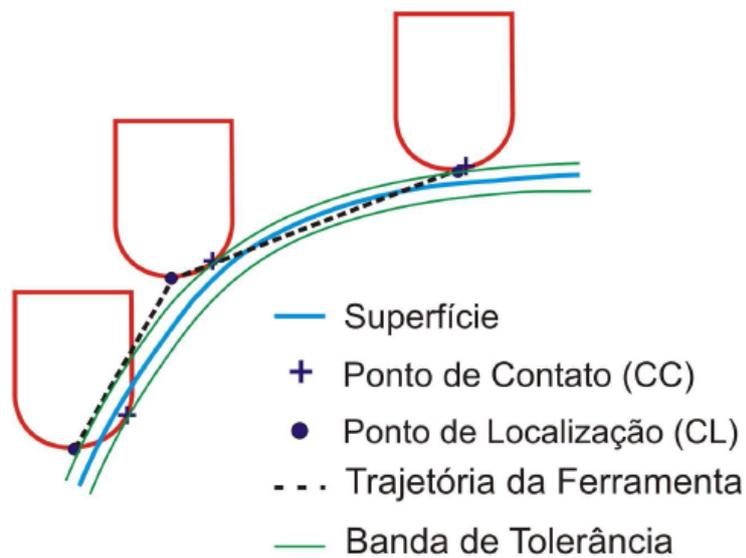


Figura III.4 - Cálculo das trajetórias da ferramenta (Souza & Arias, 2008)

III.6.1 - DEFINIÇÃO DA ORIGEM DE COORDENADAS PARA OS *SOFTWARES CAM*

O zero peça (Figura III.5) define a origem de um sistema de coordenadas e pode ser definido como sendo um determinado ponto, pertencente ou não ao modelo geométrico, sendo este definido pelo programador. A localização do zero peça é de primordial importância para qualquer *software* de CAM, pois ele representa a origem do sistema de eixos (x_0 , y_0 , z_0). É a partir desta referência que todas as trajetórias de maquinagem irão ser geradas. Uma incorreta localização do zero peça entre o *software* de CAM e a máquina de CNC levará a uma incorreta maquinagem da peça. Não existe uma regra clara quanto à localização do zero peça, contudo na fresagem, em peças isoladas e com formas prismáticas ou paralelepípedicas, o zero peça é geralmente localizado no canto inferior esquerdo da superfície mais elevada. Para peças que apresentem uma forma cilíndrica o zero peça é localizado no centro geométrico da superfície mais elevada. Outro aspecto importante a ter em conta está relacionado com o uso das coordenadas absolutas ou incrementais aquando da geração do programa CN. A movimentação da ferramenta através de coordenadas absolutas parte do princípio de que todos os pontos de movimento estão referenciados considerando o zero-peça, e por conseguinte, todos os movimentos têm sempre a mesma origem. Na movimentação da ferramenta através de coordenadas incrementais somente no início do movimento se recorre ao zero-peça. Depois desse movimento todos os restantes serão executados usando a posição atual da ferramenta. Também em relação a este aspecto não existe uma regra quanto ao uso da programação em coordenadas absolutas ou incrementais. No entanto, o uso de coordenadas incrementais pode implicar um maior risco quando não se domina a tecnologia do CAM, pois pode originar colisões da ferramenta com a peça ou até mesmo com a máquina.

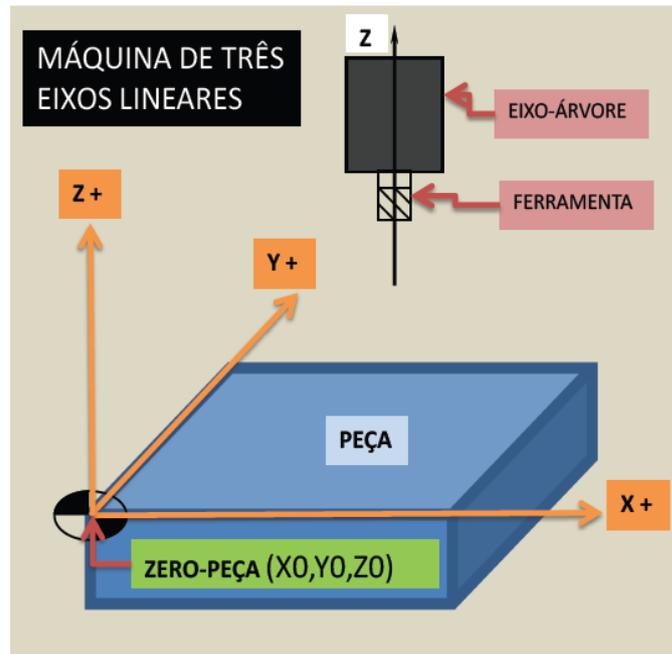


Figura III.5 - Localização do zero peça aquando da montagem do material no equipamento.

III.6.2 - VERIFICAÇÃO E SIMULAÇÃO DA TRAJETÓRIA DA FERRAMENTA PARA OS *SOFTWARES* DE CAM

Após a geração da trajetória da ferramenta, deve-se avaliar os seus movimentos para verificar se não existe a ocorrência da invasão na superfície da peça, a colisão entre peça e a ferramenta ou ainda entre a peça e a máquina ferramenta. Embora na maquinagem a 3 eixos, por norma, estes tipos de colisões não sejam muito frequentes, na maquinagem a 5 eixos esta etapa é crucial. No que diz respeito à maquinagem com máquinas de 3 eixos, o processo de geração e verificação da trajetória da ferramenta é simples quando comparado com a maquinagem a 5 eixos. Isso advém do fato de que na geração de trajetórias a 3 eixos existe um melhor controlo e previsão sobre o deslocamento dos eixos, o que no caso dos 5 eixos é muito mais difícil de prever. Todos os sistemas CAM permitem a visualização gráfica da trajetória da ferramenta e, dependendo do *software*, é possível mostrar inclusive o material a ser removido. Para o processo de maquinagem a 3 eixos esse tipo de verificação é mais do que suficiente (Miralles, 2009). Na Figura III.6 apresenta-se um exemplo de visualização

gráfica, representando apenas a ferramenta de corte e a peça que se pretende maquinar, onde se vislumbra qual é o percurso que a ferramenta irá efetuar durante o processo de maquinagem.

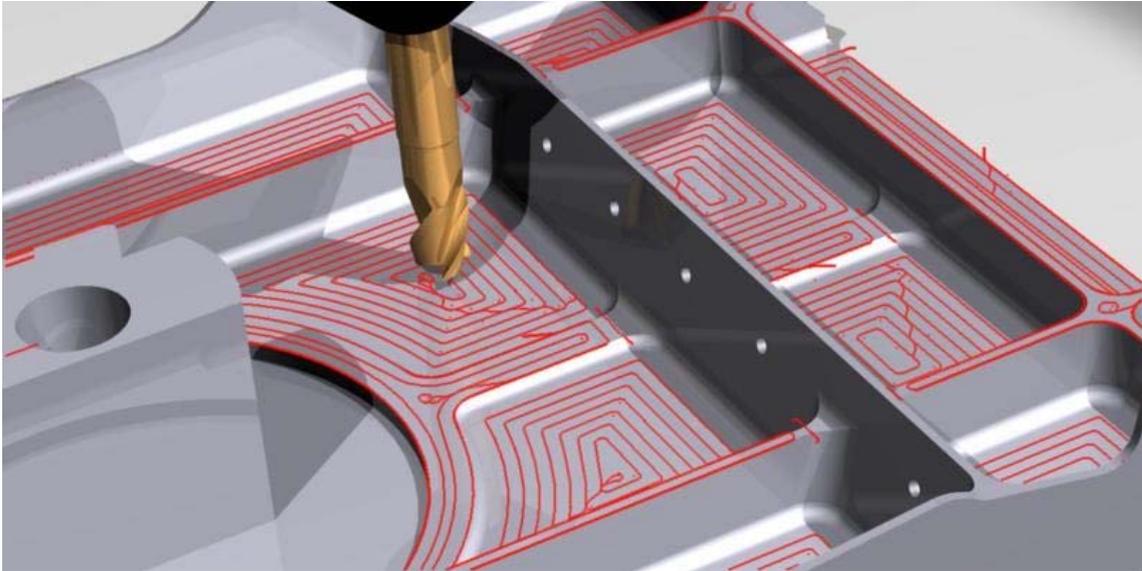


Figura III.6 - Visualização gráfica da trajetória da ferramenta através de um *software* de CAM (Engenharia, 2014).

Já na Figura III.7 mostra-se um exemplo de visualização gráfica em que está representada a ferramenta de corte e a maquinagem da peça através da remoção de material. Este tipo de simulação acaba por ser mais adequada em termos de visualização pois retrata o que os nossos olhos irão ver aquando do processo de fabricação da peça.

No caso da maquinagem a 5 eixos onde as geometrias podem ser bastante mais complexas, para além da complexidade da operação, a programação deve ser feita através da utilização de *softwares* CAM que contenham ciclos de maquinagem específicos para as operações pretendidas. Frequentemente, a verificação dos erros na programação de máquinas com 5 eixos é feita apenas pela visualização gráfica entre peça e ferramenta ou através da maquinagem em vazio ou até mesmo em modelo de espuma, o que aumenta o risco de colisão entre a peça, a ferramenta e as partes da máquina. Para além disso, o tempo empregue para a realização dessa tarefa aumenta, aumentando os custos de produção, sem acrescentar contudo valor ao produto final (Miralles, 2009).

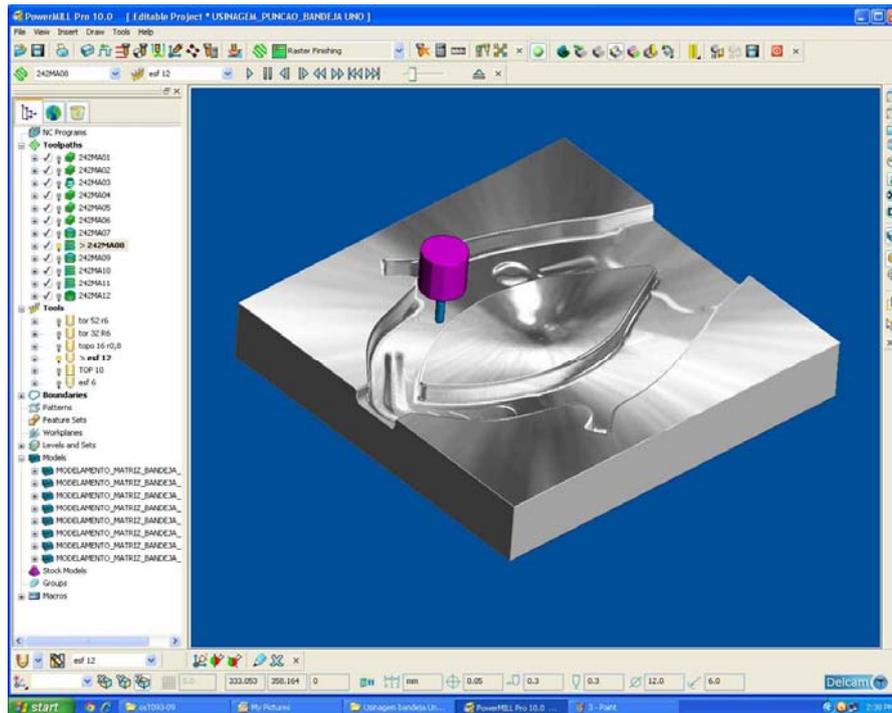


Figura III.7 - Visualização gráfica dos movimentos da ferramenta e remoção de material (Engenharia, 2014).

A Figura III.8 representa a simulação virtual de uma máquina-ferramenta a 5 eixos, onde é possível visualizar-se todos os seus componentes, desde o sistema de fixação até ao suporte da ferramenta. Eventuais colisões serão detetadas e apresentadas ao operador.

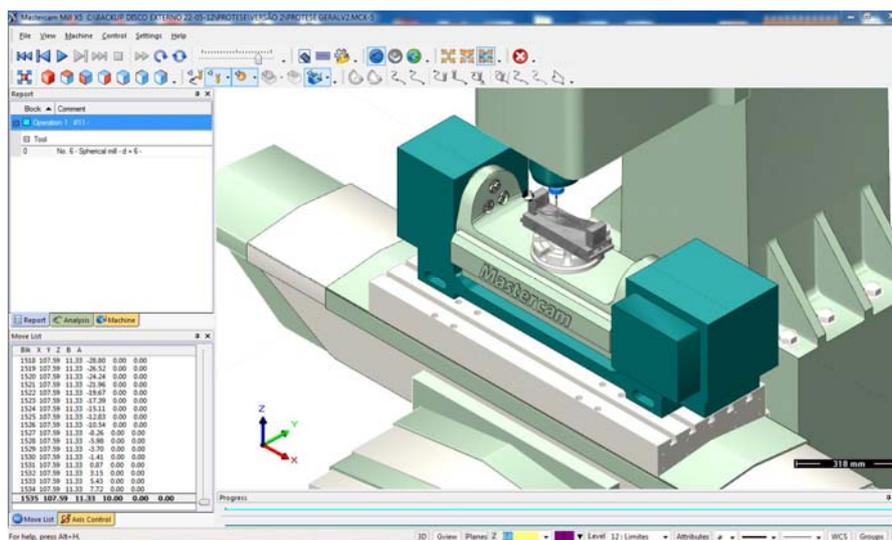


Figura III.8 - Exemplo da simulação virtual de uma máquina-ferramenta onde é visível os componentes da máquina, desde o sistema de fixação até ao suporte da ferramenta. (Jung, et al., 2002; Bohez, 2002)

III.6.3 - PÓS-PROCESSAMENTO

Quando se pretende maquinar superfícies complexas, após a geração da trajetória da ferramenta num sistema CAM e verificação da mesma, analisando e corrigindo as possíveis colisões e invasões da geometria da peça, é necessário realizar a operação de pós-processamento para a criação do programa CN que será inserido no comando da máquina-ferramenta. Como já foi referido, os sistemas CAM geram a trajetória da ferramenta a partir de um sistema de coordenadas que está fixo à peça, considerando a peça como estando parada, e que todos os movimentos serão realizados pela ferramenta, sem levar em consideração o tipo de máquina-ferramenta que será usada para a realização da operação de maquinagem. O pós-processamento não é nada mais do que transformar as coordenadas de movimento da trajetória da ferramenta, gerada pelo sistema CAM, em linguagem que o comando numérico entenda e conseqüentemente possa ser transmita para os eixos de uma máquina-ferramenta específica (Miralles, 2009; Jung, et al., 2002; Bohez, 2002).

III.6.4 - VERIFICAÇÃO DO PROGRAMA NC

As simulações da maquinagem podem ser executadas com base no código do programa NC que resulta do pós-processamento, utilizando *software* para o efeito ou utilizando para o controlador das máquinas ferramentas. Independentemente do método usado, a verificação da trajetória da ferramenta é "altamente recomendável" para garantir que todos os movimentos da máquina-ferramenta sejam livres de colisão e livres de interferências durante o processo de maquinagem. Também o tempo de maquinagem deverá ser tido em conta no processo de otimização, pois pela verificação e eliminação dos movimentos em vazio é possível melhorar significativamente o tempo de operação. Também a escolha da melhor estratégia tem um contributo bastante grande em termos de tempo de maquinagem. Conforme já referido, a verificação da trajetória da ferramenta num sistema

CAM pode ser feita através da simples análise de interferência, exibição gráfica dos movimentos da ferramenta e exibição gráfica dos movimentos da ferramenta com retirada de material. Todavia, na análise da interferência, apenas são realizados cálculos matemáticos que verificam se há ocorrência de invasões ou interferências de corte na geometria da peça. Caso exista qualquer tipo de interferência ela é imediatamente assinalada no ambiente de trabalho do *software* para que o programador possa realizar as alterações necessárias (Miralles, 2009).

III.7 - SISTEMAS CAD/CAM NO FABRICO DE IMPLANTES PERSONALIZADOS

A crescente evolução dos cuidados médicos na área ortopédica, oncológica ou dentária, só para referir algumas das áreas que mais utilizam os chamados modelos médicos e que, nomeadamente com o aumento da longevidade da população e a possibilidade de criação de melhores níveis de qualidade de vida para os pacientes, gerou uma procura crescente de soluções feitas por medida para o paciente, onde merece especial relevo os implantes personalizados, também designados por customizados. A utilização de um implante que foi concebido e fabricado em função da anatomia específica do paciente deverá ser capaz de repor a funcionalidade do membro ou da articulação de uma forma próxima da fisiológica, permitindo uma maior longevidade e uma transferência mais eficiente de carga resultante de um melhor ajustamento ao paciente (Bargar, 1989; McCarthy, et al., 1997; Stulberg, et al., 1989). A definição da geometria do implante é normalmente obtida através de processos pré-operatórios, sendo que estes processos se baseiam em técnicas de imagiologia médica, como radiografias (RX), ressonância magnética (RM) e tomografias axiais computadorizadas (vulgarmente designado por TAC). Neste processo a informação recolhida permite obter em computador a geometria do implante, sendo este posteriormente fabricado por maquinaria por controlo numérico computadorizado (CNC) (Robertson, et al., 1987; Liu, et al., 2004). O processo CAD/CAM/CNC continua a ser uma das tecnologias mais completas e versáteis na fabricação de peças, componentes, modelos e protótipos, isto apesar do incremento do desenvolvimento dos

processos aditivos de prototipagem rápida. Ao longo dos tempos também este processo tem beneficiado dos desenvolvimentos científicos e tecnológicos, salientando-se a tecnologia de alta velocidade e a maquinagem multi-eixos. Para o desenvolvimento efetivo destas duas áreas muito tem contribuído a melhoria técnica das aplicações CAM, onde o processo de cálculo das trajetórias espaciais das ferramentas e o controlo do processo de formação de aparas nos permite, atualmente obter superfícies complexas de boa qualidade com alguma facilidade. Isto significa que as superfícies das peças e modelos maquinados podem atingir elevados graus de precisão geométrica e dimensional, boa qualidade de acabamento superficial (muito próximo do polimento) por recurso a uma aplicação CAM que oferece ao utilizador uma interface de fácil compreensão, poderoso no processamento e no cálculo. É igualmente seguro, pois através da oferta complementarmente de ferramentas de análise e simulação reduzem quase completamente o risco de erros de trajetória ou colisões. No entanto, o processo de fabrico de implantes customizados apresenta alguns aspetos críticos relacionados com o domínio da tecnologia e com a precisão final do implante, essencialmente em resultado do processo de tratamento da informação recolhida nos processos imagiológicos e que pode resultar em desvios superiores a 0,5 mm, comprometendo assim a funcionalidade do implante.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Antas, A., *Utilização das Tecnologias de Prototipagem Rápida na Área Médica*. (2007), Universidade do Porto: Tese de Mestrado.

Antas, A., Lino, F. & Neto, R., *Utilização das Tecnologias de Prototipagem Rápida na Área Médica*. (2008), Maputo, 5º Congresso Luso-Moçambicano de Engenharia.

Artroplastia, *2º Relatório Anual do Registo Português de Artroplastias*, (2011), Lisboa: Registo Português de Artroplastia.

Bang, H. et al., Total Hip and Total Knee Arthroplasties:Trends and Disparities Revisited. *The American Journal of Orthopedics*, Volume 39(9), (2010), pp. 95-102.

Bargar, W., Shape the implant to the patient. A rationale for the use of custom-fit cementless total hip implants.. *Clin. Orthop.*, Volume 249, (1989), pp. 73-78.

Bohez, E., Compensating for systematic errors in 5-axis NC machining. *Computer-Aided Design - Elsevier*, Volume 34, (2002), pp. 391-403.

Cunha, R., *Estudo e desenvolvimento de metodologias na troca de dados em CAD/CAM*. (2000), Universidade Federal de Santa Catarina: Relatório.

Dang, K., Pelletier, M. & Walsh, W., Factors affecting flexural strength in cement within cement revision. *The Journal of arthroplasty*, Volume 26(8), (2011), pp. 1540–1548.

Datamonitor, *Hip and Knee Replacement Market: Overview of the U.S. and European Markets*. (2006), [Online] Available at: <http://salesandmarketingnetwork.com/> [Acedido em 31 Jan. 2013].

Deb, S. & Koller, G., Acrylic bone cement: genesis and evolution. Em: *Orthopaedic bone cements*. (2008), UK: King's College London, pp. 167-182.

Engenharia, *Technosim Engenharia*. (2014), [Online] Available at: <http://technosim.ind.br/programa-de-usinagem-cam/> [Acedido em 12 Maio 2014].

Jung, Y., Lee, D., Kim, J. & Mok, H., NC post-processor for 5-axis milling machine of table-rotating/tilting type. *Journal of Materials Processing Technology*, Volume 30-31, (2002), pp. 641-646.

Kurtz, S. et al., Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *J. Bone Joint Surg. Am.*, Volume 89(4), (2007), pp. 780-785.

Liu, J. et al., Computer assisted reconstruction of three-dimensional canal model of femur and design for custom-made stem. *Chin. Med. J. (Engl)*, Volume 117(8), (2004), pp. 1265-1267.

Marketresearch, (2013), [Online] Available at: <http://www.marketresearch.com/Espicom-Healthcare-Intelligence-v1129/Complete-Guide-Global-Orthopaedic-2717431/> [Acedido em 22 Jan. 2013].

McCarthy, J., Bono, J. & O'Donnell, P., Custom and modular components in primary total hip replacement. *Clin. Orthop.*, Volume 344, (1997), pp. 162–171.

Mesquita, R. M., *Tecnologias Avançadas de Produção*. (1997), Lisboa: Associação dos Estudantes do Instituto Superior Técnico (Secção Folhas).

Miralles, C., *Análise de Estratégias de Corte no Fresamento com 5 eixos*. (2009), Universidade Metodista de Piracicaba: Tese de Mestrado.

Pivec, R., Johnson, A., Mears, S. & Mont, M., Hip arthroplasty. *The Lancet*, Volume 380(9855), (2012), pp. 1768-1777.

Rawal, B., Ribeiro, R., Malhotra, R. & Bhatnagar, N., Design and manufacturing of femoral stems for the Indian population. *Journal of Manufacturing Processes*, Volume 14, (2013), pp. 216-223.

Relvas, C., *Concepção e estudo de próteses de anca anatomicamente adaptadas por obtenção in situ da geometria do canal femoral*. (2007), Universidade de Aveiro: Tese de Doutoramento.

Relvas, C. et al., Sistema de fabrico rápido de implantes ortopédicos. *Revista Brasileira de Ortopedia*, Volume 44 (3), (2009), pp. 260-265.

Researchandmarkets, *Researchandmarkets, Inc.* (2013), [Online] Available at: <http://www.researchandmarkets.com/reports/669732/> [Acedido em 22 Jan. 2013].

Robertson, D. D. et al., Design of custom hip stem prostheses using three-dimensional CT modeling. *J. Comput. Assist. Tomogr.*, Volume 11(5), (1987), pp. 804-809.

Soares, G., *Biomateriais*, (2005), Universidade Federal do Rio de Janeiro: Fórum de Biotecnologia Biomateriais.

Souza, A., (2014), [Online] Available at: <http://www.mundocnc.com.br/avan9.php> [Acedido em 02 Fev. 2014].

Souza, A. & Arias, M., Descrição matemática das funções Spline. *Máquinas e Metais*, Volume Abril, (2008), pp. 290-311.

Souza, A. & Ulbrich, C., *Engenharia Integrada por Computador e Sistemas - CAD/CAM/CNC - Princípios e Aplicações*. (2009), Editora: Artliber.

Stulberg, S., Stulberg, B. & Wixson, R., The rationale, design characteristics, and preliminary results of a primary custom total hip prosthesis. *Clin. Orthop.*, Volume 249, (1989), pp. 79-96.

Viscogliosi, A., *For Orthopedic Devices, the Future Is Still Bright*. (2009), [Online] Available at: <http://www.orthotec.com/article/orthopedic-devices-future-still-bright> [Acedido em 2014 Maio 01].

CAPÍTULO IV

MAQUINAGEM DE BIOMATERIAIS METÁLICOS

SUMÁRIO:

NESTE CAPÍTULO CARATERIZA-SE AS LIGAS METÁLICAS PASSÍVEIS DE SEREM UTILIZADAS EM IMPLANTES MÉDICOS E EFETUA-SE UMA REVISÃO BREVE DOS CONCEITOS DE MAQUINABILIDADE DESCRREVENDO OS PRINCIPAIS FATORES QUE A INFLUENCIAM. NO FINAL PROCEDE-SE A UMA REVISÃO SOBRE A MAQUINABILIDADE DOS BIOMATERIAIS METÁLICOS (AÇO-INOXIDÁVEL, LIGAS DE TITÂNIO E DE CRÔMIO-COBALTO).

IV.1 - CONCEITO DE MAQUINABILIDADE

De um modo geral, pode definir-se maquinabilidade de um material como uma grandeza tecnológica que expressa, por meio de um valor numérico (índice de maquinabilidade) o comportamento ao corte do material em estudo, em relação a um material padrão. O conceito de índice de maquinabilidade (IM) foi introduzido no início do século XX e estabelece um valor indicativo do grau de facilidade (ou de dificuldade) para maquinar determinado material. *The Independent Research Committee on Cutting Fluids*, da AISI, estabeleceu o IM para diversos materiais, ferrosos e não-ferrosos, e fixa o IM de 100% para o torneamento do aço AISI B1112, com 0.08 a 0.13% de carbono, 0.6 a 0.9% de manganês, 0.09 a 0.13% de fósforo e 0.16 a 0.23% de enxofre. A sua dureza Brinell varia entre 179 a 229, sendo executado com uma ferramenta de aço rápido (HSS) com dureza entre 63 a 65 HRC e com uma composição química de 18%Co, 4%Cr, 1%W. A velocidade de corte deve ser entre 54 a 55 metros por minuto (m/min) e um avanço de 0,178 milímetros por rotação (mm/rot). O índice de maquinabilidade é estabelecido para os diversos materiais através da determinação da vida útil de uma ferramenta de corte em HSS, quando utilizada numa operação de maquinagem realizada com as mesmas condições de trabalho (Diniz, et al., 2008; Relvas, 2007; Batista, 2006).

Um material pode ser considerado fácil ou difícil de maquinar dependendo das condições de maquinagem a que é submetido. Segundo Diniz *et. al.*, (2008), Batista (2006) e Stemmer (1995), a maquinabilidade de um material deve ser medida segundo um critério que tenha em consideração as propriedades do processo, tais como a vida da ferramenta, as forças de corte, a produtividade, o acabamento superficial, a temperatura e forma da peça. Ainda segundo Diniz *et al.*, (2008), o método de medição da maquinabilidade mais aceite é o designado “ensaio de longa duração”, onde o material é maquinado até o fim da vida útil da ferramenta ou até um determinado valor de desgaste da

ferramenta ($V_{c20} - 20$ min ou $V_{c60} - 60$ min), em diferentes velocidades de corte. O índice de maquinabilidade é então dado pela relação entre os tempos de maquinação para V_{c20} (ou V_{c60}) do material ensaiado e do material padrão (IV.1).

$$IM = \frac{T_{Vc20(\text{material ensaiado})}}{T_{Vc20(\text{material padrão})}} \quad (IV.1)$$

O desenvolvimento de novos materiais utilizados nas ferramentas de corte e no fabrico de peças e componentes, bem como o aparecimento de novas geometrias de corte, com reflexos na formação da aparatura, vieram tornar muito mais complexa a determinação da maquinabilidade dos materiais (Relvas, 2007). A maquinabilidade pode ser estabelecida com base em dois tipos de informação:

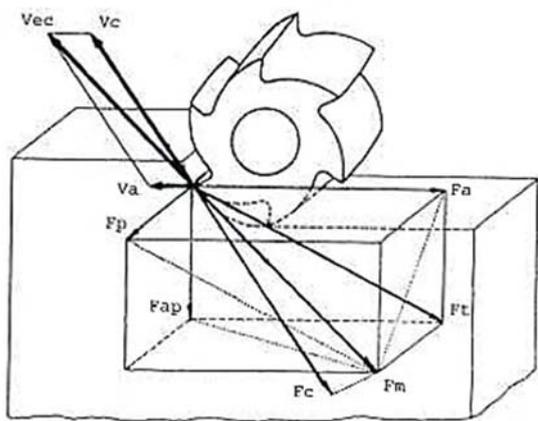
- a) Ensaios de maquinagem e de não maquinagem. Nos ensaios de maquinagem são medidos os diferentes parâmetros de corte e a maquinabilidade do material é estimada em função dos resultados. Nos ensaios de não maquinabilidade, a maquinabilidade e os diferentes parâmetros de corte são baseados nas propriedades físicas e químicas dos materiais;
- b) Tabelas de maquinabilidade. Nestas tabelas são apresentados valores indicativos da maquinabilidade relativa entre os diferentes materiais e os respetivos parâmetros de corte resultantes da combinação entre o material da ferramenta e o material da peça.

O desenvolvimento de testes laboratoriais e a experiência do operador são determinantes para a escolha de uma combinação dos fatores de corte mais adequada, contribuindo para melhorar a qualidade superficial da peça e para promover o aumento da produtividade da maquinagem sem comprometer as exigências dimensional e geométrica do componente.

IV.1.1 - FORÇAS DE CORTE

Durante o processo de corte, devido à interação entre a ferramenta de corte e a peça, surge o aparecimento de uma força de contato designada por força de corte, sendo esta responsável pelo

arranque da aparta. Usualmente, e de modo a simplificar, consideram-se as componentes dessa força a atuar num ponto, embora, na realidade, as componentes da força atuam sobre uma determinada área de contato. Designa-se por força de maquinagem (F_m) a força total que atua sobre a ferramenta durante a operação de corte. A força de maquinagem e as projeções desta sobre as direções dos movimentos de corte, de avanço e de penetramento encontram-se representadas na Figura IV.1 . O conhecimento da força de maquinagem (F_m) ou das suas componentes - a força principal de corte (F_c), a força de avanço (F_a) e a força passiva (F_p) - é importante para a determinação da potência de maquinagem e das condições de corte mais favoráveis, de forma minimizar os mecanismos de desgaste das ferramentas, aumentado desta forma a sua vida útil. Assim, o critério para determinação da quantidade de peças a serem maquinadas antes de a ferramenta atingir o seu fim de vida é melhorado. Desta forma promove-se também a melhoria do acabamento superficial das peças e a precisão dimensional da peça maquinada.



- F_m - Força de maquinagem
- F_c - Força principal de corte
- F_a - Força de avanço
- F_p - Força passiva ou de penetramento
- F_t - Força ativa
- F_a, F_t e F_c estão sobre o plano de trabalho efetivo
- F_p é normal ao plano de trabalho efetivo
- V_a - Velocidade de avanço
- V_c - Velocidade de corte

Figura IV.1 - Forças de maquinagem em fresagem tangencial e suas componentes na operação de fresagem (Davim, 2008; Diniz, et al., 2008)

Relativamente às componentes da força de maquinagem (F_m), estas são sempre obtidas por projeção ortogonal sobre o plano de trabalho efetivo. Sendo assim, podemos definir (Davim, 2008; Diniz, et al., 2008):

- A força ativa (F_t) como a projeção da força de maquinagem (F_m) no plano de trabalho efetivo;
- A força principal de corte (F_c) como a projeção da força de maquinagem (F_m) ou da força ativa (F_t) na direção do corte;

- A força de avanço (F_a) como a projeção da força de maquinagem (F_m) ou da força ativa (F_t) na direção de avanço;
- A força passiva ou de penetramento (F_p) como a projeção da força de maquinagem (F_m) na perpendicular ao plano de trabalho efetivo;
- A força de apoio (F_{ap}) como a projeção da força de maquinagem (F_m) sobre a direção perpendicular à direção de avanço existente sobre o plano de trabalho efetivo.

Podemos desta forma dizer que a força de avanço (F_a) e a força de apoio (F_{ap}) são, portanto, duas componentes ortogonais da força ativa (F_t) no plano de trabalho efetivo, ou seja:

$$F_t = \sqrt{F_a^2 + F_{ap}^2} \quad (IV.2)$$

A força de corte (F_c) compõe-se ortogonalmente com a força de avanço (F_a) quando coincidente com a força de apoio (F_{ap}), isto é, quando o ângulo da direção de avanço φ for 90° . Neste caso, a expressão (IV.2) reduz-se a:

$$F_t = \sqrt{F_a^2 + F_c^2} \quad (IV.3)$$

Por outro lado, a força passiva ou de penetramento (F_p) compõe-se ortogonalmente com a força ativa (F_t) resultando a força de maquinagem (F_m), dada por:

$$F_m = \sqrt{F_t^2 + F_p^2} = \sqrt{F_a^2 + F_{ap}^2 + F_p^2} \quad (IV.4)$$

Quando ângulo da direção de avanço φ for 90° temos:

$$F_m = \sqrt{F_t^2 + F_p^2} = \sqrt{F_a^2 + F_c^2 + F_p^2} \quad (IV.5)$$

Por sua vez, a força de maquinagem corresponde também ao vetor formado pelas componentes de força obtidas pelo dinamômetro (F_x , F_y , F_z), de acordo com a equação (IV.6) (Lima, et al., 2003; Al-Habaibeh & Gindy, 2001).

$$F_m = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2} \quad (IV.6)$$

É ainda possível determinar a força de maquinagem utilizando a pressão específica e a área da seção de corte. O método de Kienzle é bastante utilizado para esta estimativa (Gunay, et al., 2004; Davim, 2008; Diniz, et al., 2008). Este método pode ser aplicado a diferentes processos de maquinagem, sendo para isso somente necessário considerar a correlação entre a pressão específica e a área da seção transversal da avara, conforme a equação (IV.7):

$$F_c = K_s \times A \quad (\text{IV.7})$$

onde:

- K_s - pressão específica de corte [N/mm²];
- A - área da seção transversal da avara não deformada [mm²];

O valor do parâmetro K_s depende do material da peça a ser maquinada, da geometria e do material da ferramenta de corte, e corresponde à energia necessária para remover uma unidade de área de avara da peça. Tabelas com valores de K_s podem ser encontradas na literatura, baseadas em diferentes teorias para a determinação deste parâmetro. A principal metodologia para a determinação do K_s foi proposta Kienzle, conforme a equação (IV.8) (Gunay, et al., 2004; Diniz, et al., 2008):

$$K_s = \frac{K_{11}}{h^m} \quad (\text{IV.8})$$

onde:

- K_{11} representa a pressão específica de corte que é necessário efetuar para cortar uma avara com 1 mm de espessura (h) e com uma largura (b) de 1 mm. O parâmetro m representa o declive da curva, que define a relação logarítmica entre k_{11} e o valor de h e é uma constante do material;

Outros autores, como Gomes (2001), definiram a força de corte (F_c) em operações de maquinagem através do uso de ferramentas de topo plano, com recurso a grandezas experimentais, como a pressão específica de corte definida por Kienzle ($K_{c1.1}$) e o coeficiente de Kienzle ($1-mc$), além da profundidade de corte (a_p), do número de gumes de corte (Z) e da espessura média da avara (h_m), de acordo com a equação (IV.9)

$$F_c = a_p \times z \times h_m^{(1-mc)} \times k_{c1.1} \quad (IV.9)$$

A espessura média da apara (h_m) é definida em função do ângulo de penetração no corte (Φ), do avanço por aresta (f_z), da espessura de corte (a_e) e do diâmetro da ferramenta (D), podendo ser calculada através da equação (IV.10):

$$h_m = f_z \times a_e \times \frac{360}{\phi \times \pi \times D} \quad (IV.10)$$

Na análise realizada por Lima, *et al.* (2003) e ainda considerando uma ferramenta de topo plano, o modelo para estimar a força de corte envolve as componentes radiais (F_r), tangenciais (F_t) e axiais (F_a) da força de maquinagem, em função da espessura média da apara (h_m), da profundidade de corte (a_p), dos coeficientes de força de corte que contribuem para a ação do corte (K_{tc} , K_{rc} , K_{ac}) e das constantes para forças residuais (K_{te} , K_{re} , K_{ae}) nas direções tangenciais, radiais e axiais através de (Gonzalo, *et al.*, 2010):

$$F_t(\phi) = k_{tc} \times a_p \times h_m(\phi) + k_{te}(\phi) \quad (IV.11)$$

$$F_r(\phi) = k_{rc} \times a_p \times h_m(\phi) + k_{re}(\phi) \quad (IV.12)$$

$$F_a(\phi) = k_{ac} \times a_p \times h_m(\phi) + k_{ae}(\phi) \quad (IV.13)$$

ou

$$F_x(\phi) = -F_t \cos(\phi) - F_r \sin(\phi) \quad (IV.14)$$

$$F_y(\phi) = F_t \sin(\phi) - F_r \cos(\phi) \quad (IV.15)$$

$$F_z(\phi) = F_a \quad (IV.16)$$

Segundo Rigatti (2010), a força passiva não contribui para a potência de maquinagem, pois é perpendicular ao movimento, no entanto o conhecimento do seu valor é importante pois está relacionado com a deflexão elástica da ferramenta durante o corte e pode ser através do controlo do seu valor que se podem obter tolerâncias de forma e dimensões de fabricação mais rigorosas. Por outro lado, Law *et al.* (1999) referem que a deflexão da ferramenta de corte durante a fresagem de topo vai variando durante todo o processo, tanto na maquinagem de segmentos retos como na maquinagem de cantos, e a exatidão no acabamento e na tolerância final é, portanto, fortemente influenciada pela deflexão da ferramenta, sendo esta causada pela variação das forças de corte, pelo

diâmetro e comprimento da ferramenta. De uma forma resumida pode dizer-se que, de entre os erros que podem ser causados pelas variações das forças de maquinagem, o que exerce maior influência no acabamento e na tolerância dimensional da peça é a deflexão da ferramenta. Já Costa (2003) refere que a força passiva tem maior influência no desgaste da ferramenta do que na força de corte fazendo com que esta componente seja importante na determinação da vida da ferramenta e, por conseguinte, na monitorização dos processos de desgaste. Como conclusão pode-se dizer que a força de maquinagem depende de vários fatores, tais como material da peça, área da secção transversal do corte, espessura do corte, geometria da ferramenta, ângulo de posição da ferramenta, desgaste da ferramenta, fluido de corte e velocidade de corte.

Segundo Davim (2008), a determinação das componentes da força de maquinagem pode ser feita através de duas formas: ou por dinamómetros (extensómetros) ou por plataformas dinamométricas (cristais piezoelétricos). No primeiro caso, quando sob a aplicação de uma força se altera o comprimento do extensómetro, origina-se uma variação da sua resistência elétrica e, através de uma ponte de Wheasthorne, podemos obter uma diferença de potencial. No segundo caso, quando os cristais de quartzo são comprimidos é gerada também uma diferença de potencial (efeito piezoelétrico). Em ambos os casos, depois de se obter a diferença de potencial esta tem de ser amplificada. No caso dos dinamómetros a diferença de potencial é introduzida numa ponte amplificadora enquanto que para as plataformas dinamométricas a diferença de potencial é amplificada por um amplificador de carga.

IV.1.2 - DESGASTE DAS FERRAMENTAS

Os processos de degradação das ferramentas de corte são diversos, embora possam ser enquadrados em dois conjuntos. O primeiro tipo de degradação ocorre quando se verifica o colapso da ferramenta de uma forma mais ou menos abrupta, enquanto o segundo tipo de degradação resulta de uma remoção gradual e progressiva de material da ferramenta em zonas localizadas na face de ataque ou na face de saída da ferramenta. É devido a esta diferenciação dos mecanismos de

desgaste que é usual designar o primeiro grupo por avarias e o segundo por desgaste. No que diz respeito às avarias, existem três formas distintas (Davim, 2008; Diniz, et al., 2008):

- As roturas frágeis da aresta de corte (lascamento) ou da ponta;
- A deformação plástica do gume;
- As fissuras designadas por “pente”

As primeiras são devidas a tensões de tração de origem mecânica, resultantes da força de maquinagem e de descontinuidades de corte. As segundas são originadas por elevadas temperaturas e tensões na face de ataque devido à força aplicada na aresta, dando esta origem a elevadas tensões mecânicas no gume com eventuais variações bruscas, que podem originar rutura na ponta. Já as terceiras ocorrem por tensões térmicas provocadas pelas sucessivas fases de aquecimento e arrefecimento do gume de corte, pois o fluido de corte não lubrifica de forma homogênea o gume de corte durante o processo de corte, originando desta forma choques térmicos na ponta da ferramenta.

No que se refere ao desgaste da ferramenta de corte, este localiza-se essencialmente na face de saída ou de folga da ferramenta e na face de ataque ou de saída da apara. O desgaste da face de saída é normalmente atribuído ao deslizamento da ferramenta sobre a superfície de maquinagem, em resultado de processos de adesão e de abrasão. As elevadas temperaturas geradas durante a maquinagem também afetam a propriedades do material da ferramenta, assim como da superfície da peça (Davim, 2008). O desgaste que ocorre na face de ataque aparece normalmente em forma de cratera e altera a geometria da zona de interface ferramenta-apara, prejudicando o processo de corte. Os fatores que mais influenciam esta zona de desgaste são a temperatura gerada na interface ferramenta apara e a corrosão química entre o material da ferramenta e da peça. Genericamente pode afirmar-se que os fatores que favorecem o aparecimento do desgaste na face de saída são os mesmos que influenciam o desgaste da face de ataque da ferramenta (Kalpakjian, 1995). O desgaste da ferramenta de corte é um processo gradual e a vida útil da ferramenta indica-nos o período de tempo em que o desgaste se mantém dentro de valores admissíveis.

Devido ao carácter progressivo do desgaste das ferramentas de corte, é necessário que se defina qual o nível de desgaste aceite e o período de tempo durante o qual a ferramenta de corte pode ser utilizada. Quando este é excedido a ferramenta começa a perder as suas características operacionais, devendo assim proceder-se à sua substituição. A forma mais usual de determinar este ponto é dada pela norma ISO 3685. Para tal, convencionou-se medir os desgastes no plano ortogonal da

ferramenta (Figura IV.2), distinguindo-se os desgastes na superfície de saída e na superfície de folga da ferramenta (Diniz, et al., 2008).

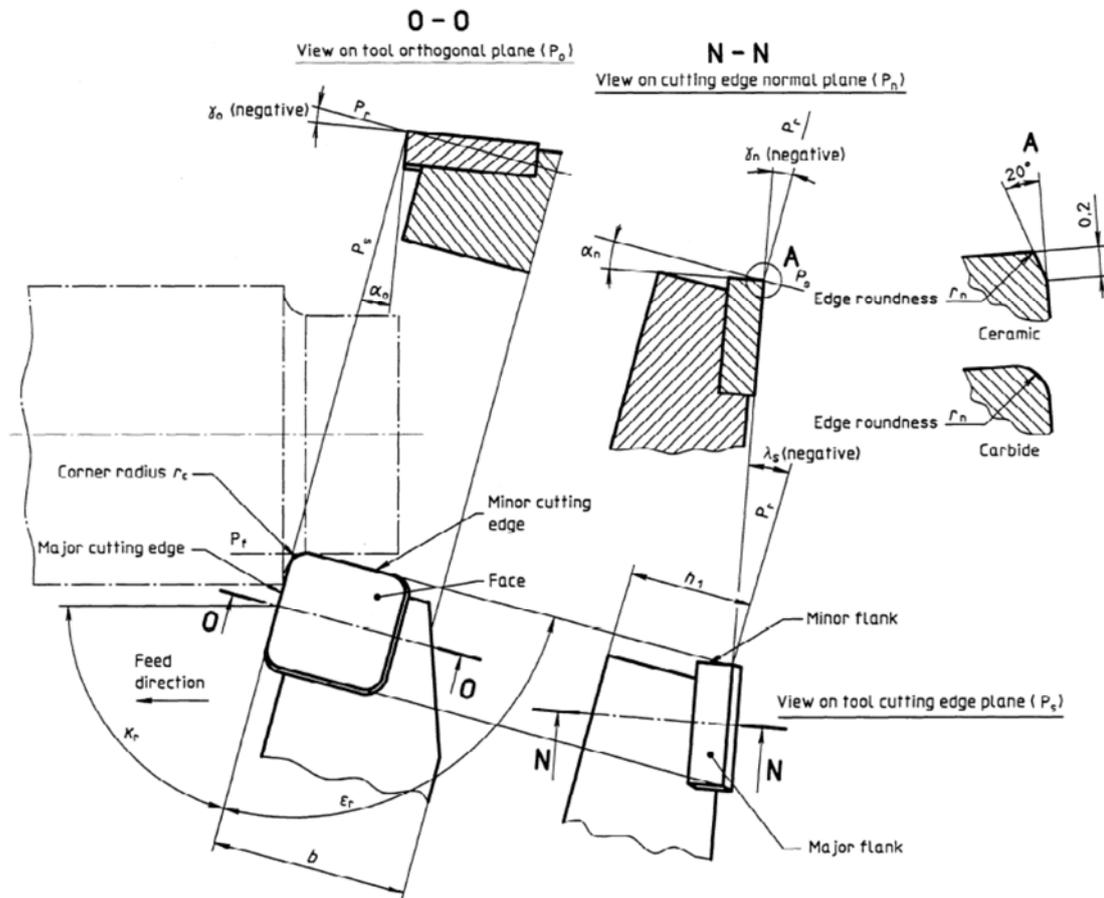


Figura IV.2 - Ilustração dos ângulos da ferramenta e dos planos ortogonal (P_o) e do plano normal (P_n) ao gume de corte segundo a norma ISO 3685.

Segundo Amorim (2002), a norma estabelece ensaios de maquinabilidade para determinar o período de tempo no qual uma ferramenta de corte pode trabalhar até que seja necessária a sua substituição. Este período, denominado de “*tempo de vida da ferramenta de corte*” (T), é determinado através do tempo de trabalho necessário para que se desenvolva um defeito crítico. Segundo a norma, podem ocorrer falhas catastróficas ou falhas que evoluem ao longo do tempo, devendo neste último caso ser adotados para ferramentas de metal duro as seguintes limitações. (Figura IV.3):

- Desgaste de flanco médio, $VB = 0,3$ mm;
- Desgaste de flanco máximo, $VB_{Max} = 0,6$ mm, no caso de o desgaste não ocorrer de forma regular ao longo do flanco;

- Profundidade da cratera, $KT = 0,06 + 0,3f$, (onde f representa o avanço);
- Distância frontal entre cratera e flanco, $KF = 0,02$ mm;

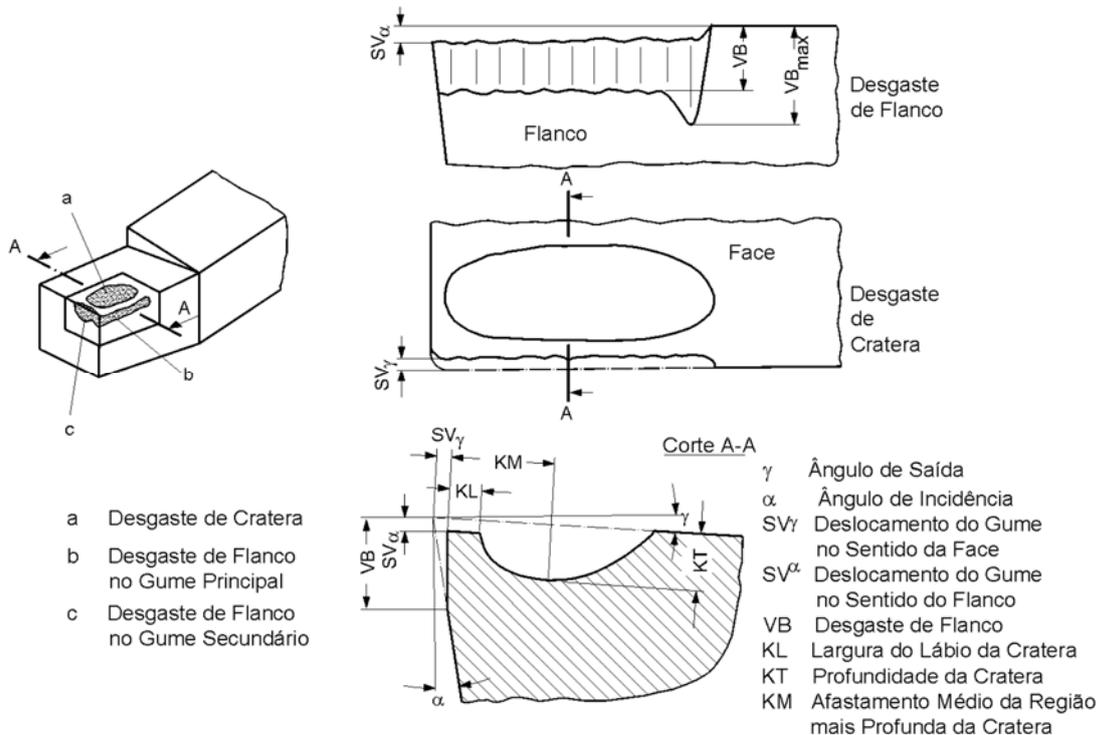


Figura IV.3 - Critérios de desgaste de ferramenta de corte (Diniz, et al., 2008).

Para ferramentas em aço rápido e em cerâmica, os critérios mais comuns são os relativos ao desgaste de flanco médio e máximo, cujos valores são os mesmos indicados para ferramentas de metal duro. A norma ISO 3685 recomenda ainda a afiação ou substituição da ferramenta ao atingir qualquer um destes limites. Esta norma cita também a rugosidade superficial (de acordo com a norma ISO 468) e o crescimento repentino das forças de maquinagem como critério de fim de vida de ferramenta em operações de acabamento. No caso específico da rugosidade média (R_a), os valores indicados são: 0,4; 0,8; 1,6; 3,2; 6,3; 12,5 μm , a serem definidos de acordo com a necessidade do fabricante.

Relativamente aos métodos de medição de desgaste, Davim (2008) refere que os métodos disponíveis atualmente podem ser indiretos ou diretos. Os primeiros baseiam-se na medida da perda de material por parte da ferramenta de corte, quando esta não se encontra a cortar, podendo-se citar as técnicas óticas, os apalpadores mecânicos de contato ou de proximidade, e as resistências elétricas. Destas técnicas a mais comum é o método ótico, com recurso a uma lupa (ampliação de 8x

e escala em décimas de milímetro) para medir o desgaste da face de saída ou da folga. Pode-se também fazer uso de um microscópio com ampliações de 30 a 100x e mesa de avanço micrométrica. Por sua vez, os métodos diretos utilizam a medida de parâmetros de controlo relacionados com os desgastes ou as avarias da ferramenta. Estes podem realizar o controlo da ferramenta durante o decorrer do corte, nomeadamente através de variações dimensionais da peça, do deslocamento relativo peça/ferramenta, da potência de maquinagem, das componentes da força de maquinagem e da variação de temperatura na zona de corte e da emissão acústica ou vibrações induzidas pelo sistema.

São vários os fenómenos causadores de desgaste da ferramenta, mas de uma forma genérica pode considerar-se como mecanismo de desgaste todo e qualquer fenómeno capaz de provocar ou causar desgaste da ferramenta de corte, quer na face de saída quer na face de ataque. A abrasão, a difusão, a oxidação (também designado por químico) e a adesão são mecanismos que promovem o desgaste através de deformação plástica por cisalhamento, que ocorre durante o processo de maquinagem de metais com pontos de fusão elevados com recurso a ferramentas de aço rápido, podendo estes mecanismos atuar de uma forma isolada ou combinada (total ou parcial) (Trent & , 2000; Davim, 2008; Diniz, et al., 2008). A Figura IV.4 ilustra, através de uma representação esquemática, a importância relativa destes diferentes mecanismos de desgaste em função da velocidade de corte.

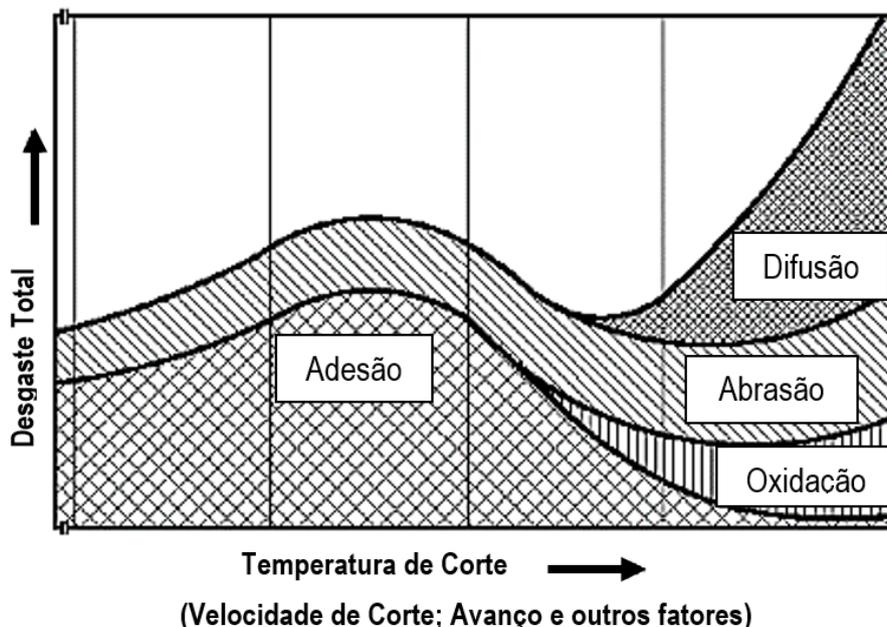


Figura IV.4 - Principais mecanismos de desgaste das ferramentas em função da temperatura de corte, velocidade de corte, avanço e outros fatores (Rohloff, 2012)

O mecanismo de desgaste por abrasão é uma das principais causas de desgaste da ferramenta, tanto no desgaste frontal como no de cratera. Ele ocorre por ação de partículas duras entre duas superfícies de deslizamento, ou seja, é devido à existência de inclusões duras na peça a maquinar ou à presença de partículas provenientes do desgaste da ferramenta de corte, as quais, durante a sua saída, deslizam sobre as superfícies de ataque e de saída da ferramenta, promovendo desta forma o desgaste por abrasão. Também a aresta postiça de corte é responsável por este tipo de desgaste, uma vez que a sua destruição periódica produz fragmentos de material muito duro devido ao encruamento, os quais, na sua trajetória de saída, promovem a abrasão nas referidas superfícies de contato. Quanto menor for a dureza do material da ferramenta maior é a abrasão, sendo que a dependência da dureza do material da ferramenta com a temperatura é o fator com maior influência no desgaste por abrasão. Devido ao efeito da dureza do material da ferramenta na sua resistência ao desgaste por abrasão, a face de saída das ferramentas menos duras, caso do aço rápido, faz com que o desgaste ocorra mais na zona de formação da aresta postiça de corte do que para velocidades superiores, em que as aderências se deixam de formar (Davim, 2008; Melo, et al., 2005; Diniz, et al., 2008).

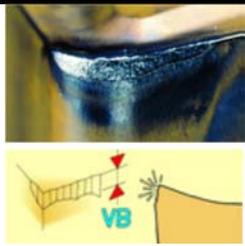
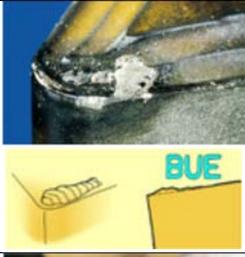
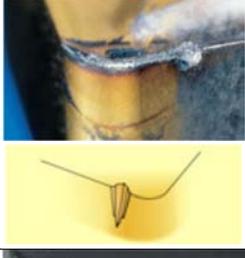
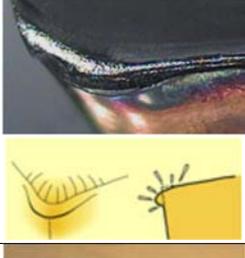
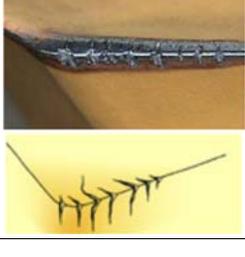
O mecanismo de difusão (deformação plástica da aresta de corte) é um fenômeno microscópico ativado pela temperatura na zona de corte. A difusão entre dois materiais deve-se às diferenças de concentração química dos diferentes elementos na estrutura do material. Este fenômeno depende da temperatura, da duração do contato e da afinidade física química dos dois metais envolvidos e, dada a elevada temperatura atingida durante o corte por arranque de aparta, as interfaces de contato estão sujeitas à ocorrência de difusão. Neste caso particular, esta é a forma de desgaste evidente da face de ataque da ferramenta de corte, conducente à formação de uma cratera de desgaste. É um processo característico de altas velocidades, sendo que esta influência no desgaste pode caracterizar-se por dois aspectos distintos. De uma forma direta, através da perda de elementos químicos da ferramenta que se difundem para a peça, ou indireta, pelo enfraquecimento da estrutura da ferramenta em consequência dessa perda e/ou da formação de ligas com os elementos que difundem da peça para a ferramenta ou para a aparta. Este fenômeno é tanto mais importante quanto maior for a temperatura, uma vez que a velocidade de difusão cresce exponencialmente com a temperatura. Quando se maquina a velocidades de corte relativamente baixas, onde duas superfícies metálicas são postas em contato sob cargas moderadas e baixas temperaturas, forma-se entre elas um extrato metálico que provoca aderência. O fenômeno da aderência está presente na formação da aresta postiça de corte (APC) e o contato com a ferramenta torna-se menos contínuo. Este mecanismo

depende, essencialmente, das forças aplicadas entre as superfícies, da temperatura desenvolvida e da compatibilidade metalúrgica do par de materiais em contato. Tendo em conta o estado de compressão que prevalece nas interfaces apra/ferramenta (face de ataque) e peça/ferramenta, (face de saída) e as temperaturas atingidas, dá-se aderência entre a apra e a ferramenta na face de ataque e entre a peça e a ferramenta na face de saída.

A utilização adequada do fluido de corte, principalmente com efeito lubrificante, e o recobrimento da ferramenta de corte com materiais de baixo coeficiente de atrito, como o nitreto de titânio, faz com que haja uma grande influência na diminuição desse tipo de desgaste (Davim, 2008; Melo, et al., 2005; Diniz, et al., 2008). O mecanismo de desgaste por oxidação ocorre devido às altas temperaturas e à presença de ar e água nos fluidos de corte aquando da maquinação dos materiais. Contudo, verifica-se que a oxidação se estende na face de saída e por zonas que estão normalmente afastadas da zona de desgaste. Este facto deve-se ao empobrecimento em oxigénio dessas zonas, uma vez que ele terá migrado para as superfícies onde é feito o corte. O mecanismo de oxidação é responsável pela deterioração da aresta de corte secundária promovendo um mau acabamento superficial das peças e, por consequência, uma redução da vida útil da ferramenta (Davim, 2008; Melo, et al., 2005; Diniz, et al., 2008). Este mecanismo de desgaste atua de forma mais predominante a altas velocidades de corte e quando o material da ferramenta é constituído por aço rápido.

A Tabela IV.1 constituiu uma súmula dos parágrafos anteriores. Nela um fabricante de ferramentas explicita os tipos de desgaste, ilustrando-os com imagens, e apresenta uma breve explicação do mecanismo de desgaste. Importa por fim realçar que qualquer destes mecanismos de desgaste da ferramenta irá surgir durante o processo de corte por arranque de apra. No entanto, eles devem ser verificados por forma a maximizar a vida útil da ferramenta, sendo esta definida como o período de tempo durante o qual a ferramenta produz com uma determinada qualidade, até ser substituída. As normas ANSI especificam que o fim da vida da ferramenta é estabelecido pela dimensão do desgaste apresentado na face de ataque de uma única aresta de corte de uma ferramenta. A vida útil da ferramenta é determinada por fatores como os parâmetros de corte, o material da peça, a qualidade da superfície pretendida, a geometria da ferramenta, o fluido de corte, e características e estado de funcionamento da máquina-ferramenta. Entre todos estes fatores aqueles que têm uma influência maior na determinação da vida útil da ferramenta são os parâmetros de corte, onde por sua vez se regista que a velocidade de corte tem muito maior influência sobre a vida da ferramenta do que o avanço e a profundidade de corte (Diniz, et al., 2008; Davim, 2008; Melo, et al., 2005).

Tabela IV.1 - Principais tipos de desgaste e avarias que podem ocorrer na ferramenta de corte durante a maquinagem (Sandvik, 2010).

Abrasivo		<p>Desgaste de flanco</p> <p>O tipo mais comum de desgaste e o tipo preferido de desgaste, pois oferece uma vida útil da ferramenta previsível e estável. O desgaste de flanco ocorre devido à abrasão, causada por constituintes duros no material da peça.</p>
Químico		<p>Craterização</p> <p>A craterização é localizada na saída da pastilha. Ela ocorre devido à reação química entre o material da peça e a ferramenta de corte e é aumentada pela velocidade de corte. Craterização excessiva enfraquece a aresta de corte e pode levar à quebra.</p>
Adesivo		<p>Aresta postiça (BUE)</p> <p>Este tipo de desgaste é causado por solda por pressão da avara na pastilha. É mais comum na maquinagem de materiais pastosos, como aços com baixo teor de carbono, aços inoxidáveis e alumínio. Baixa velocidade de corte aumenta a formação de aresta postiça.</p>
Adesivo		<p>Desgaste tipo entalhe</p> <p>Desgaste da pastilha caracterizado por dano excessivo localizado na face de saída e no flanco da pastilha na linha da profundidade de corte. Causado pela adesão (solda por pressão da avara) e uma deformação na superfície endurecida. Um tipo comum de desgaste ao maquinar aços inoxidáveis e HRSA (superligas resistentes ao calor).</p>
Térmico		<p>Deformação plástica</p> <p>A deformação plástica ocorre quando o material da ferramenta é amolecido. Isto acontece quando a temperatura de corte está muito alta para uma determinada classe. Em geral, as classes mais duras e as coberturas mais espessas melhoram a resistência ao desgaste por deformação plástica.</p>
Térmico		<p>Trincas térmicas</p> <p>Quando a temperatura na aresta de corte muda rapidamente de quente para frio, várias trincas podem surgir perpendiculares a aresta de corte. Trincas térmicas são relativas a cortes interrompidos, comuns em operações de fresamento e agravadas pelo uso de refrigeração.</p>
Mecânico		<p>Lascamento/quebra da aresta</p> <p>O lascamento ou a quebra são o resultado de uma sobrecarga das tensões de tração mecânica. Estas tensões podem ocorrer por vários motivos, como martelamento de avara, uma profundidade de corte ou avanço muito alto, inclusão de areia no material da peça, aresta postiça, vibrações ou desgaste excessivo na pastilha.</p>

IV.1.3 - FORMAÇÃO DA APARA

Davim (2008) refere que, numa primeira aproximação, a formação da apara nos processos de maquinagem com ferramentas de corte se processa em duas fases. Inicialmente, a aresta de corte da ferramenta penetra na peça e provoca que uma porção de material vá de encontro à face da ferramenta. Esta ação deve-se ao escorregamento da apara em formação ser travado devido ao atrito com a face de ataque da ferramenta. Empurrada pelo material que vai sendo removido da peça, a apara sofre então uma deformação plástica que se vai traduzir num aumento da sua espessura. Devido ao aumento de forma progressiva da força de maquinagem, existe um momento onde as tensões de corte se tornam suficientemente elevadas, iniciando-se o processo de escorregamento da apara sem perda de coesão da mesma. Numa segunda fase, continuando a penetração da ferramenta de corte em relação à peça, pode-se verificar a formação de uma fissura na região de corte, que pode ser parcial ou total. No caso da apara contínua ocorre uma fissura parcial e para a apara descontínua tem-se uma fissura total. Na sequência do movimento relativo peça/ferramenta, verifica-se um escorregamento da apara sobre a face de ataque da ferramenta, ao mesmo tempo que uma nova porção de material é obrigado a ir de encontro à face de ataque, sendo que essa nova porção de material prossegue o ciclo de corte, fissura e escorrega sobre a face de ataque da ferramenta. Conclui-se, assim, que o processo de formação da apara é um processo cíclico, sendo que ocorre sempre uma fase de encalque e uma fase de corte, obtendo-se a força máxima na fase de encalque.

Além da região de corte (região de deformação primária), existe uma região de deformação secundária, que é devida ao atrito entre a face da ferramenta de corte e a apara (Figura IV.5). Segundo Davim (2008) e Diniz et al. (2008) as aparas podem ser divididas em três tipos:

- Contínua regular, típica de materiais dúcteis, avanços pequenos e velocidades de corte elevadas;
- Contínua irregular com aderência, típica de materiais dúcteis maquinados onde a velocidade de corte é reduzida e sem refrigeração;

- Descontínua, característica de materiais frágeis ou condições de corte em que a zona de deformação primária se estenda para ângulos de corte reduzidos que facilitam a propagação de uma fissura ao longo do plano de corte.

Qualquer alteração nos parâmetros de maquinagem pode induzir alterações no tipo de apra produzida.

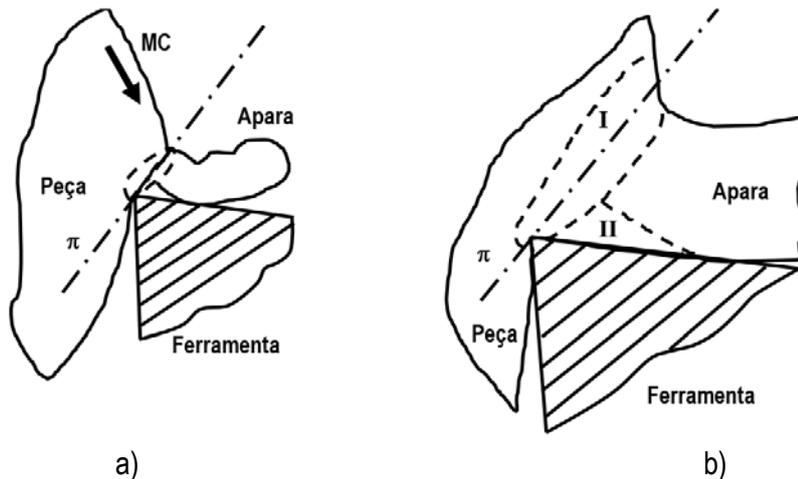


Figura IV.5 - Regiões de deformação da apra, região de deformação primária (a) e região de deformação secundária (b) (Davim, 2008).

IV.2 - MAQUINABILIDADE DOS BIOMATERIAIS METÁLICOS

IV.2.1 - AÇO INOXIDÁVEL

De um modo geral, os aços inoxidáveis são considerados mais difíceis de maquinar que outros metais, tais como alumínio ou aços com baixo teor em carbono. Apesar da diversidade dos aços inoxidáveis, pode-se afirmar que eles apresentam baixa maquinabilidade, com forte tendência à aderência nas superfícies da ferramenta durante o processo de corte (Gennari & Machado, 1999). Segundo a ASM Handbook (1997), os aços inoxidáveis podem ser caracterizados por terem um comportamento “pastoso” durante o corte, apresentando uma tendência para formar aparas longas e

flexíveis que aderem à ferramenta, resultando na formação de aresta postiça de corte. Como consequência dessa tendência, a vida útil da ferramenta é reduzida, provocando um acabamento superficial inadequado. Em sintonia com esta ideia, Gennari e Machado (1999) afirmam que a baixa maquinabilidade dos aços inoxidáveis é determinada pela alta ductilidade, elevadas taxas de encruamento, baixa condutividade térmica, elevada tensão de ruptura, tendência para aderir à ferramenta e elevado coeficiente de atrito. No entanto, a maquinabilidade dos aços inoxidáveis também é influenciada pelos seus elementos de liga, tratamento térmico e processo de fabricação. Os teores de cromo, níquel e molibdênio são responsáveis pelas altas deformações plásticas, o que por sua vez originam um aumento das forças de corte e de avanço (Belejchak, 1997).

No que diz respeito à comparação da maquinabilidade entre diferentes classes de aços inoxidáveis, Tessler & Barbosa (1993) referem que os aços inoxidáveis ferríticos raramente apresentam dificuldades de maquinagem em comparação com os aços inoxidáveis austeníticos, os quais são bem mais difíceis de maquinar. Refira-se ainda que os aços inoxidáveis ferríticos têm boas propriedades de maquinabilidade, podendo mesmo serem comparáveis à maquinagem dos aços ao carbono com baixo teor em carbono (Sandvik, 2010). Já os aços inoxidáveis austeníticos são mais difíceis de maquinar devido à sua maior ductilidade e ao seu endurecimento durante o processo de deformação (encruamento) e corte da peça. Pode-se dizer que os aços inoxidáveis austeníticos normalmente apresentam forte desgaste das ferramentas com baixa qualidade de acabamento superficial, saída da peça difícil, originando por isso baixas velocidades de corte e baixa produtividade. Quanto aos aços inoxidáveis martensíticos, são mais duros que as classes mencionadas anteriormente. Diniz *et al.* (2008) referem que os altos teores de carbono dificultam o corte, fazendo com que se exija um maior esforço de corte devido à presença de carbonetos de cromo com partículas duras e abrasivas. Neste domínio salienta-se o trabalho de Liew *et al.* (2003) que realizaram ensaios de torneamento num aço inoxidável martensítico AISI 420, temperado e com uma dureza de 55 HRC, com ferramentas de PCBN, com baixas velocidades e profundidades de corte. Concluíram que a formação e extensão das fraturas na superfície de saída da ferramenta são bastante dependentes das forças de corte e da severidade da abrasão que são governadas pela temperatura de corte. Também Jawaid *et al.* (2001) realizaram ensaios de torneamento num aço inoxidável martensítico, mas com uma dureza de 299 HV (aproximadamente 30 HRC), para avaliar o efeito dos parâmetros de corte (velocidade de corte e de avanço) na vida da ferramenta, modo de falha (mecanismo de desgaste) e taxa de desgaste de três classes de insertos de metal duro. Os autores verificaram que ocorreram baixas taxas de desgaste nas três classes de metal duro recobertas em condições de velocidade de

corte reduzida. Para velocidades de corte mais elevadas, o desgaste significativo na ponta da ferramenta foi a causa dominante do modo de falha.

De um modo geral pode-se afirmar que a maquinabilidade dos aços inoxidáveis diminui com o aumento do teor dos elementos de liga (Crómio ou Níquel). A maquinagem de aços inoxidáveis apresenta assim as seguintes características (Sandvik, 2010):

- Material de aparas longas, sendo o seu processo de controlo relativamente fácil nos materiais ferríticos/martensíticos, tornando-se mais complexos em tipos austeníticos;
- A força de corte específica situa-se entre 1800-2850 N/mm², sendo que a maquinagem cria altas forças de corte, aresta postiça, superfícies quentes e endurecidas durante o processo de corte;
- Os aços inoxidáveis com estrutura austenítica e teor mais alto de azoto (N) aumentam a pressão específica de corte, mas oferecem alguma resistência contra corrosão, reduzindo significativamente a sua maquinabilidade e promovendo o seu endurecimento por deformação;
- Adições de enxofre (S) podem ser usadas para melhorar a maquinabilidade;
- Alto teor de carbono C (> 0.2%) conduz a um desgaste de flanco relativamente grande;
- A maquinabilidade diminui com a presença de Mo e N, no entanto estes elementos oferecem resistência a ataques de ácido e contribuem para resistência a altas temperaturas.

Relativamente aos parâmetros de corte, recomenda-se, para as operações de desbaste o uso de velocidades de corte elevadas ($V_c = 150-250$ m/min) para evitar a formação de aresta postiça e trabalhar sem refrigeração, ou sem fluido de corte, para minimizar problemas com as fissuras térmicas (Sandvik, 2010). Já para as operações de acabamento algumas vezes é necessário fluido de corte ou, de preferência, recorrer a refrigeração/lubrificação mínima (névoa) para melhorar o acabamento superficial. Deste modo existem menos problemas com as fissuras térmicas na fresagem de acabamento porque o calor gerado na área de corte é menor.

IV.2.2 - LIGAS DE TITÂNIO

Os materiais da ferramenta de corte devem ter boa dureza a quente, baixo teor de cobalto e não reagir com o titânio. Segundo Komanduri (1982) e Machado & Wallbank (1990), este fenómeno ocorre para a maior parte dos materiais de ferramentas disponíveis para temperaturas superiores a 500° C. Este facto indica a enorme apetência para fenómenos de aderência da avara à ferramenta de corte, agravando assim o mecanismo de desgaste por difusão (Komanduri & Turkovich, 1981). Geralmente, a escolha de ferramentas de metal duro sem cobertura e com uma geometria positiva/aberta com boa tenacidade da aresta resulta em bons acabamentos. De notar que o aumento da profundidade de corte radial aumenta a largura da avara e, conseqüentemente, a temperatura desenvolvida durante o processo de corte (Oestreich, et al., 2011; Farias, et al., 2011; Relvas, 2007; Rahman, et al., 2006; Elmagrabi, et al., 2008; Ezugwu & Wang, 1997).

Quando se pretende maquinar ligas de titânio, Ezugwu & Wang (1997) recomendam a utilização de ferramentas de metal duro sem cobertura devido à possibilidade de haver reação química entre o material da peça e os constituintes de recobrimento da ferramenta, como o Ti-N, o Ti-C-N e o Ti-Al-N. Outros autores, tais como Lacalle *et al.* (2000), verificaram que a utilização de ferramentas com cobertura obtidas pelo processo PVD são mais aconselháveis para a maquinagem das ligas de titânio, devido aos esforços cíclicos a que a aresta de corte está sujeita, ao seu desgaste acelerado e à alta temperatura que advém do processo de corte. Corduan *et al.* (2003) obtiveram resultados interessantes utilizando ferramentas de metal duro com cobertura de TiB₂ no torneamento da liga Ti-6Al-4V com velocidades de corte inferiores a 100 m/min. No entanto, estes autores referem que é ainda necessário um aprimoramento da adesão do recobrimento sobre o substrato para melhorar o desempenho da ferramenta. Contudo, Wang *et al.* (2005) afirmam que ferramentas de CBN e PCD não são adequadas para ligas de titânio embora estes materiais sejam os mais utilizados quando se realizam maquinagens de alta velocidade (Ezugwu, et al., 2003). No torneamento da liga Ti-6Al-4V, ferramentas de PCD apresentam um desempenho superior ao obtido com metal duro, ou mesmo CBN, em termos de vida de ferramenta ou integridade da superfície maquinada (Ezugwu, et al., 2005). Entretanto, um novo material de ferramenta, designado BCBN mas também CBN sem aglomerante, tem permitido que as ferramentas tenham uma maior durabilidade, em virtude da menor afinidade

química com a liga Ti-6Al-4V (Zareena, et al., 2005; Antonialli, 2009). Já Wang *et al.* (2005) chegam mesmo a afirmar que este é o material ideal para se usar na maquinagem a alta velocidade de ligas de titânio.

Outro aspeto importante e que não deve ser esquecido diz respeito às estratégias de maquinagem. Abele & Frohlich (2008) referem que para uma ferramenta apresentar uma vida útil considerada satisfatória, a sua aresta de corte tem de deixar no material baixos valores de tensões residuais. Sendo assim, a estratégia de maquinagem deve ser escolhida de modo a que o calor gerado possa ser dissipado com segurança e de forma contínua ao longo de uma superfície de contacto grande e variável. Deste modo, uma fresagem frontal é preferível em detrimento da fresagem tangencial. Também devem ser evitadas as variações de avanço durante o processo de maquinagem, principalmente as paragens resultantes de mudanças de direção, pois a ferramenta pode deteriorar-se pelo aumento da temperatura no gume de corte. Segundo Antonialli (2009) e Oestreich *et al.* (2011), a baixa maquinabilidade das ligas de titânio tem também motivado o estudo de alternativas economicamente viáveis em processos não-convencionais, tais como a eletroerosão a fio, a maquinagem a laser, a maquinagem por ultra-som e a maquinagem por jato abrasivo. Processos ligados à tecnologia NNS (do inglês, *near-net shape*) como a sinterização por plasma e a fabricação de espumas também têm sido alvo de investigação.

No que concerne à dificuldade em maquinar as ligas de titânio, Komanduri & Turkovich (1981) referiram que as principais dificuldades resultavam do fato do titânio e as suas ligas serem fracos condutores térmicos. Como consequência disso o calor gerado durante a maquinagem não se dissipa, fazendo com que a ponta da ferramenta fique sujeita a uma elevada concentração de calor. Em resultado do aumento de temperatura durante o corte, o titânio apresenta uma forte tendência para se ligar com o material da ferramenta de corte, potenciando o desgaste da ferramenta e aumentando a probabilidade de esta colapsar. As tensões de corte e a instabilidade termoplástica que advêm da maquinagem das ligas de titânio provocam uma apara que não é uniforme durante o processo de maquinagem, pois é localizada numa estreita faixa que origina uma apara serrilhada. A apara do titânio apresenta uma forma serrilhada (Figura IV.6 e Figura IV.7) devido ao comprimento de contacto entre a apara e a ferramenta ser bastante curto, promovendo que as elevadas temperatura de corte e tensões ocorram junto da ponta da ferramenta.

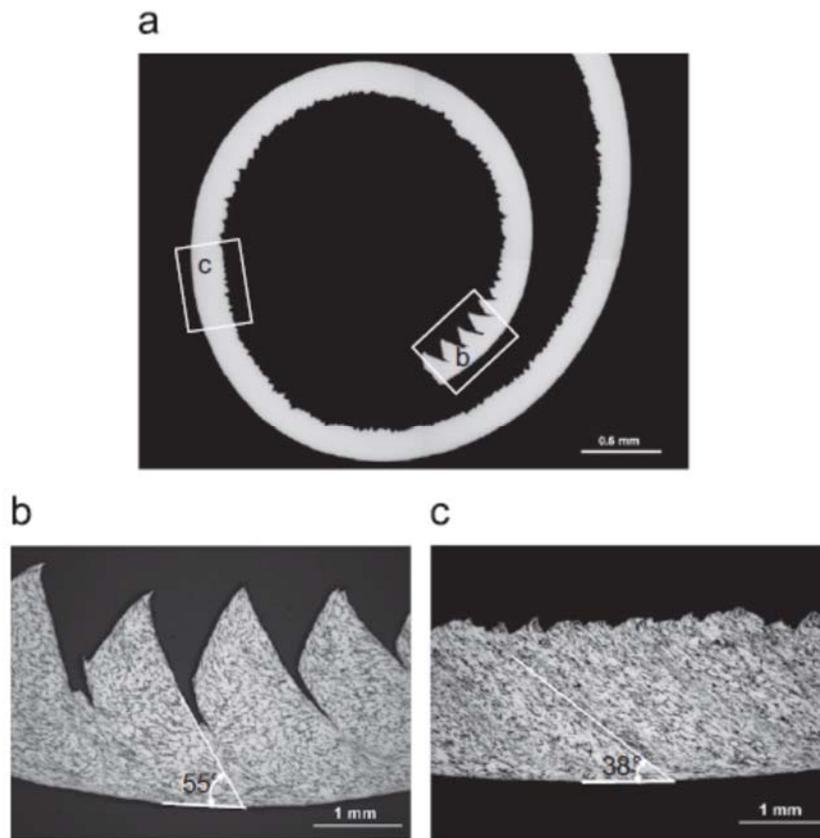


Figura IV.6 - Cortes transversais de uma avara onde se visualiza zonas segmentadas e contínuas, obtidas com velocidade de corte de 16 m/min, profundidade de corte de 1,5 mm e avanço de 0,28 mm/rot (Sun, et al., 2009).

Durante a formação da avara, a baixa condutividade térmica do titânio provoca também um fenómeno chamado de corte adiabático. O calor gerado na deformação inicial do material da peça em contato com a ferramenta causa o amaciamento térmico e o conseqüente aumento do corte e da deformação. Devido à baixa condutividade térmica, forma-se uma região mais quente e estreita na zona de corte (plano de corte primário, Figura IV.7). Em função da alta temperatura, esta região possui tensão de corte mais baixa e, assim, ocorre o corte concentrado nesta. A região que vem a seguir, e que não está tão quente, exige maiores esforços para o seu corte. O resultado é a formação de uma avara segmentada, como um dente de serra, devido à alternância de faixas de taxas de corte elevadas e faixas de menor deformação (Shaw, 1986).

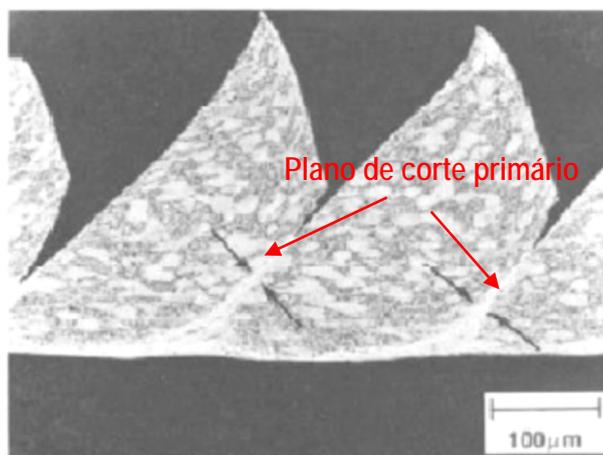


Figura IV.7 - Micrografia da secção de uma apara serrilhada de material Ti-6Al-4V (Komanduri & Turkovich, 1981).

Devido à forma de serrilhado da apara esta irá provocar flutuações na força de corte durante o processo de maquinagem. Para Komanduri (1982) e Sun *et al.* (2009), as características metalúrgicas do titânio são a causa de um processo cíclico de formação da apara, resultando numa deformação grosseira e não homogênea na zona primária de corte, sendo que este fenómeno gera vibrações durante o processo de corte. Já para Machado & Wallbank (1990) a formação de aparas muito finas, em resultado do contacto apara/ferramenta muito pequeno, diminui o tempo de vida da ferramenta, devido à ação combinada de elevadas solicitações mecânicas com elevadas temperaturas, próximas da aresta de corte. Farias *et al.* (2011) mencionam que devido a essas flutuações (vibração), conjugadas com as altas temperaturas de maquinagem, resulta no aparecimento de micro-fissuras sobre a ferramenta, que acreditam serem parcialmente responsáveis pelo aparecimento do desgaste lateral da ferramenta.

Yang & Liu (1999) referem que as dificuldades na maquinagem das ligas de titânio podem ser atribuídas principalmente às seguintes peculiaridades apresentadas por estes materiais: baixa condutividade térmica, manutenção das propriedades mecânicas a elevadas temperaturas, elevada afinidade química com os diversos materiais constituintes das ferramentas de corte e baixo módulo de elasticidade. Segundo Antonialli (2009), a liga Ti-6Al-4V, por exemplo, apresenta condutividade térmica $k=7 \text{ W/m K}$ à temperatura ambiente, valor inferior a metade da condutividade térmica do aço inoxidável 314 (17.5 W/m K) e cerca de sete vezes menor que a de um aço AISI 1045, que é da ordem de 50 W/m K , para as mesmas condições. Sendo assim, o calor gerado durante a maquinagem das

ligas de titânio dissipa-se pouco através da peça e da aparas, ficando concentrado na aresta de corte da ferramenta. Cerca de 80% do calor gerado durante o corte é dissipado pela ferramenta e somente 20% pela aparas e pela peça, contrariamente ao que acontece, por exemplo, no aço DIN Ck45, em que a dissipação de calor se distribui equitativamente entre a ferramenta e a aparas. Esta baixa dissipação de calor faz com que a aresta de corte da ferramenta perca dureza e resistência mecânica, sofrendo assim deformação plástica e/ou desgaste acelerado (Ezugwu, et al., 2003). Abele & Frohlich (2008) elaboraram uma síntese dos trabalhos de investigação mais importantes desde o ano 1974 até ao ano 2000, no domínio dos parâmetros de maquinagem da liga Ti-6Al-4V (Figura IV.8), tendo constatado que quando se utilizavam velocidades de corte baixas (área à esquerda da Figura IV.8), a tensão térmica nas arestas de corte podia ser mantido baixo.

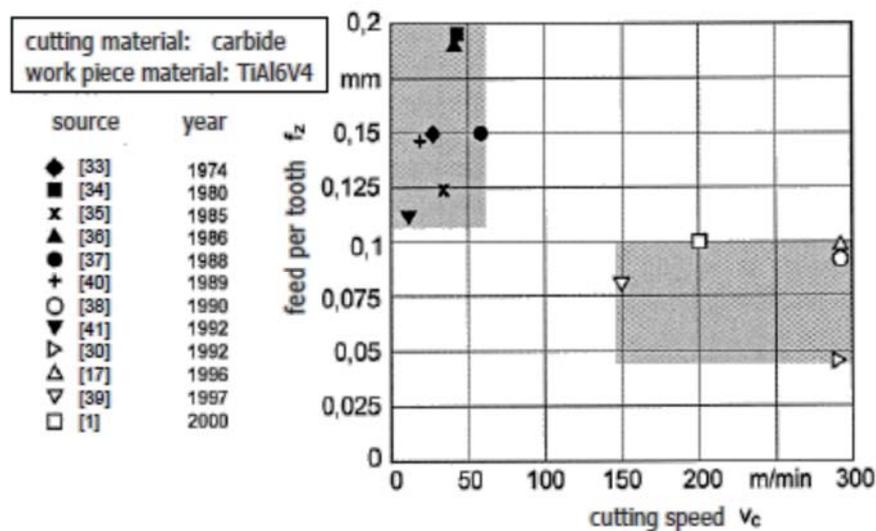


Figura IV.8 - Evolução da investigação relativa à velocidade de corte utilizada para a liga Ti-6Al-4V (Abele & Frohlich, 2008).

O uso de valores de avanço da ferramenta elevados associados a larguras de corte também elevadas, conduz a significativas taxas de remoção de material. No entanto, aproximadamente a partir dos anos 90, vários autores mostraram que também existiam condições favoráveis de corte e força de corte baixas para velocidades de corte elevadas (Figura IV.8). Outros estudos recomendam velocidades de corte entre 100 m/min e 125 m/min (Abele & Frohlich, 2008). Nas operações de maquinagem existe um controlo difícil das aparas, sendo estas normalmente segmentadas, variando a força de corte específica entre aproximadamente 1300 e 1400 N/mm², provocando com que as forças de corte e potência necessárias sejam bastante elevadas.

A Figura IV.9 mostra a influência que alguns dos parâmetros de corte têm na vida útil da ferramenta. De notar que a velocidade de corte V_c é o fator que possui o maior impacto, seguido da largura de corte a_e (Sandvik, 2010). Para Sun *et al.* (2009) a maquinagem de titânio e suas ligas apresenta dificuldades particulares quando comparados com aços de propriedades similares devido a sua dureza e às altas temperaturas desenvolvidas durante o processo de corte. Estes fatores são normalmente contornados através de uma seleção cuidadosa da geometria da ferramenta e respetivos parâmetros de corte. A velocidade de corte representa um papel de grande importância no desgaste da ferramenta, pelo que, quando não é tido em conta, resulta numa perda de qualidade da superfície final da peça.

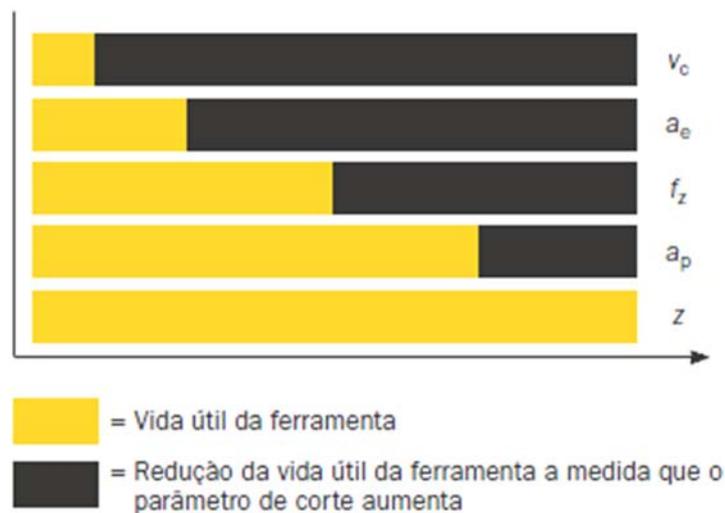


Figura IV.9 - Influência dos parâmetros de corte na vida útil da ferramenta (Sandvik, 2010).

As Figura IV.10 e Figura IV.11 ilustram as forças de corte desenvolvidas na maquinagem da liga Ti-6Al-4V em função da velocidade de corte utilizada, para ferramentas de metal duro e ferramentas de PCBN, respetivamente (Abele & Frohlich, 2008). Note-se que em qualquer dos casos os maiores valores da força de corte são obtidos para as menores velocidades de corte.

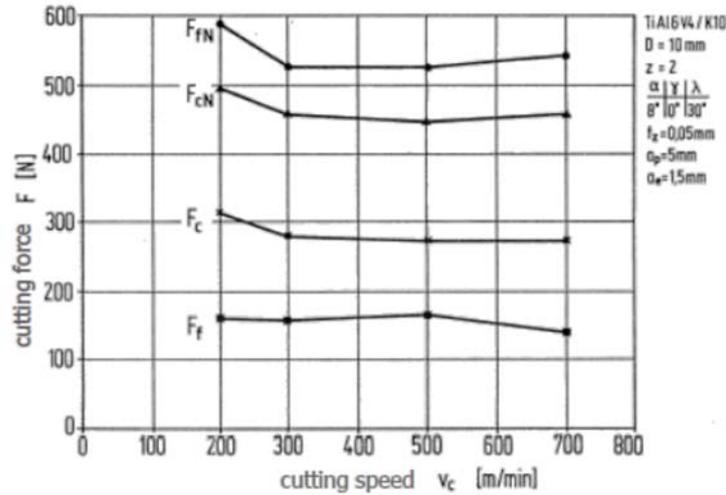


Figura IV.10 - Relação entre as forças de corte e a velocidade de corte na maquinagem da liga Ti-6Al-4V, quando são utilizadas ferramentas de metal duro (Abele & Frohlich, 2008).

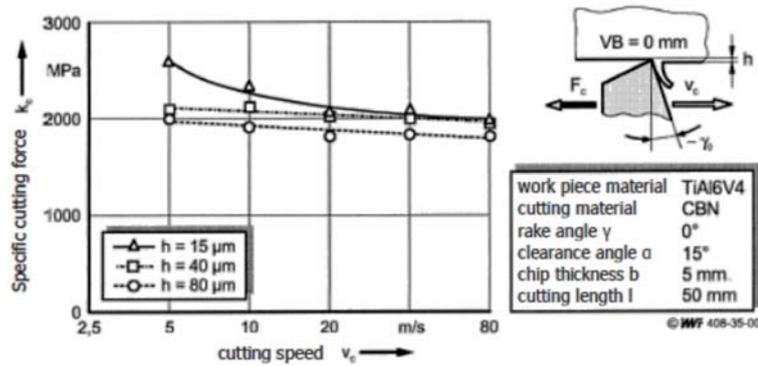


Figura IV.11 - Força de corte específica na maquinagem da liga Ti-6Al-4V, quando são utilizadas ferramentas do tipo PCBN (Nitreto cúbico de boro policristalino) (Abele & Frohlich, 2008).

Como já se referiu, o Titânio possui baixa condutividade térmica, sendo que a utilização de grandes velocidades de avanço resulta em aparas grossas e no aumento da potência de corte, resultante do aumento das forças desenvolvidas na zona de corte, que favorecem o rompimento da aresta de corte. Abele & Frohlich (2008) concluem que as forças de corte decrescem com o aumento da velocidade de corte, como ilustra a Figura IV.12, e que o valor mínimo das forças de corte ocorrem para uma velocidade de corte próxima dos 300 m/min.

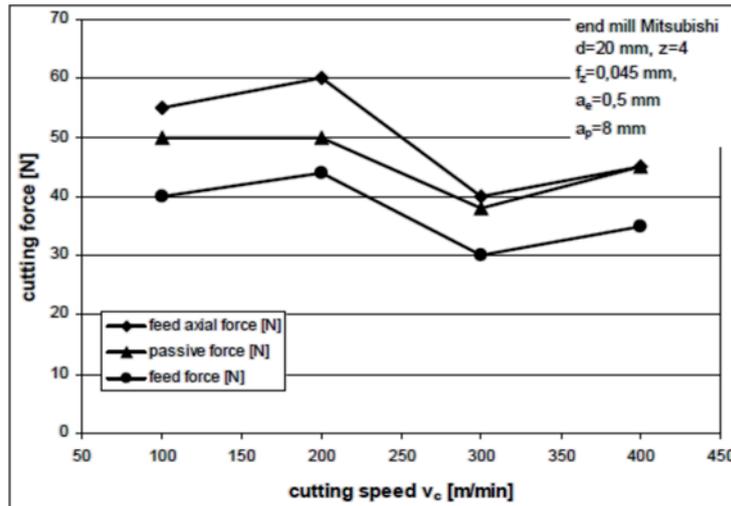


Figura IV.12 - Variação das forças de corte para velocidades de corte elevadas da liga Ti-6Al-2Sn-4Zr-4Mo, usando uma ferramenta de metal duro (Abele & Frohlich, 2008).

Gey (2002) verificou que as forças de corte tendem a aumentar de uma forma exponencial, atingindo um valor máximo quando a velocidade de corte apresenta o valor de 90 m/min. Para velocidades de corte entre 90 m/min e 150 m/min, o valor das forças de corte tendem a diminuir, voltando a subir para velocidades de corte superiores 150 m/min devido ao fato de existirem valores elevados de cargas dinâmicas e também devido ocorrência de alta fricção no corte (Figura IV.13). No entanto, estas discrepâncias apenas mostram que a velocidade de corte crítica tem de ser determinada para cada aplicação em particular e não pode ser especificada em geral (Abele & Frohlich, 2008). Sendo assim, e de acordo com Abele & Frohlich (2008) e Byrne *et al.* (2003), a utilização de velocidades de corte inferiores a 50 m/min, no caso de ferramentas de metal duro, resulta na diminuição da produtividade do processo.

Outra questão que se coloca na maquinagem das ligas de titânio é a utilização de fluidos de corte. Por forma a atenuar as dificuldades da maquinagem das ligas de titânio, são normalmente empregues fluidos de corte em abundância, por forma a reduzir a temperatura que é gerada no gume de corte. Antonialli (2009) refere que estudos feitos na maquinagem da liga de titânio Ti-6Al-4V em que foi empregue uma emulsão de fluido de corte, esta apresentou-se mais vantajosa do que o uso de óleos integrais, pois o padrão de desgaste evidenciado pelas ferramentas utilizadas nos ensaios mostrou-se mais regular, com pouca adesão do material do corpo de prova e sem o aparecimento de fissuras de origem térmica, o que pode significar a viabilidade da aplicação deste tipo de refrigeração. A

aplicação de emulsão a alta pressão sobre a superfície de saída da ferramenta de PCD no torneamento foi testada com sucesso por Ezugwu *et al.* (2008) e Lia *et al.* (2007). Estes autores obtiveram igualmente sucesso recorrendo a fluido de corte por emulsão na furação, usando brocas de metal duro com refrigeração interna.

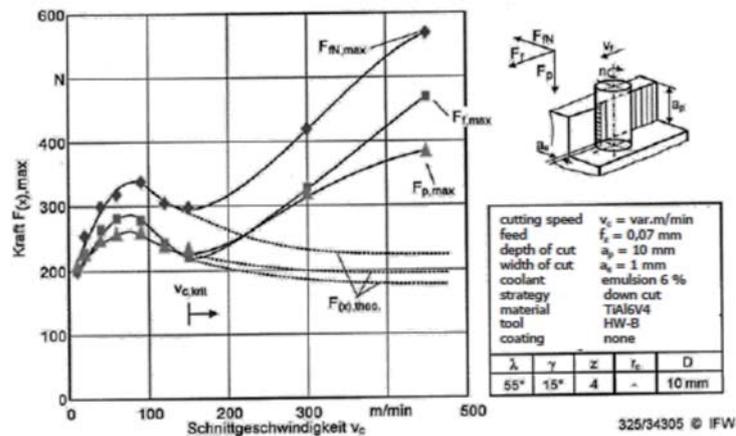


Figura IV.13 - Variação das forças de corte para velocidades de corte elevadas (Abele & Frohlich, 2008).

No entanto, outras alternativas têm sido estudadas no que diz respeito ao uso de fluidos de corte por forma a diminuir a temperatura no gume de corte e, conseqüentemente, aumentar a vida útil da ferramenta. Esses estudos passam pelo uso de fluidos de corte criogênicos, ou seja, fluidos de corte com temperatura abaixo dos -120°C . Segundo Farias *et al.* (2011), quatro abordagens de refrigeração criogênica já foram testadas, nomeadamente pré-arrefecimento da peça, refrigeração criogênica indireta, pulverização do jato criogênico e tratamento criogênico direto de ferramentas de corte. O azoto líquido é o elemento mais utilizado, por razões ambientais. Su *et al.* (2006) obtiveram bons resultados no fresamento da liga Ti-6Al-4V utilizando como fluido de corte, azoto em forma de gás comprimido. Hong *et al.* (2001) também verificaram que no torneamento dessa liga, a redução dos esforços de corte e do coeficiente de atrito entre a apara e superfície de ferramenta era devido ao uso do azoto como fluido de corte. Para além disso, aperfeiçoaram a técnica do uso de azoto como fluido de corte através do direcionamento de jatos para as superfícies a maquinar e para a saída da ferramenta, promovendo uma diminuição do volume de fluido a ser utilizado. Também Venugopal *et al.*, (2007), através do referido direcionamento, conseguiram diminuir o desgaste acelerado da ferramenta, prolongando dessa forma a sua vida em termos de utilização. Existem também outros autores, caso de Ezugwu (2004), que referem a utilização da mínima quantidade de fluido (MQF)

envolvendo a utilização de ar comprimido com uma quantidade mínima de óleo e a sua pulverização sobre a aresta de corte. Esta técnica pode ser bastante promissora, pois para além de refrigerar a ferramenta também promove a lubrificação da zona de corte. Estudos referem igualmente o sucesso da utilização de ar comprimido como fluido de corte no fresamento de ligas de titânio em operações de acabamento a altas velocidades e utilizando ferramentas de metal duro e PCD (Antoniali, 2009; Barnett-Ritcey, 2004).

IV.2.3 - LIGAS DE CRÓMIO-COBALTO

Na Tabela IV.2 apresenta-se uma comparação entre a liga Co-28Cr-6Mo e as restantes ligas metálicas passíveis de serem usadas como biomaterial (Ti-6Al-4V e AISI 316L) em termos das principais propriedades mecânicas e da condutividade térmica.

Tabela IV.2 - Comparação das principais propriedades mecânicas e térmica da liga Co-28Cr-6Mo com a liga Ti-6Al-4V e aço inoxidável AISI 316L.

Designação	Propriedades Mecânica e Térmicas					
	Módulo de Elasticidade [GPa]	Tensão de Cedência [MPa]	Tensão de Rotura [MPa]	Dureza [HV]	Condutividade Térmica [W/m.°C]	
AISI 316L	190 - 205	170 - 310	480 - 620	170 - 220	13 - 17	
Ti-6Al-4V	Recozido	110 - 119	786 - 910	862 - 1200	337 - 373	7.1 - 7.3
	Envelhecido	111 - 119	1020 - 1080	1100 - 1270	380 - 420	7.1 - 7.3
Co-28Cr-6Mo	Recozido	235 - 247	512 - 590	556 - 1050	260 - 310	12.9 - 13.5
	Trabalhado a quente	235 - 247	849 - 1070	1020 - 1450	294 - 446	12.2 - 13.2

(Fonte: EduPack 2011 – Granta Design Limited®)

Constata-se que a liga de cromo-cobalto é aquela que apresenta um módulo de elasticidade mais elevado, sendo cerca de 100% superior ao da liga de titânio e 20% no caso do aço inoxidável. Quanto à tensão de cedência, de rotura e à dureza, a liga de cromo-cobalto e de titânio apresentam valores muito próximos, mas bastante mais elevados que a liga AISI 316L: A principal diferença reside na condutividade térmica, onde mais uma vez a liga de cromo-cobalto apresenta um valor que é aproximadamente o dobro da liga de titânio e igual ao do aço inoxidável AISI 316L. Na Figura IV.14 apresenta-se a comparação das propriedades mecânicas das ligas de Co-Cr-Mo para uso médico com a obtida através do processo aditivo EBM (Electron Beam Melting Process) (Arcam, 2014). É visível que a liga obtida por EBM apresenta para as propriedades mecânicas valores iguais ou até mesmo superiores às ligas obtidas pelo processo tradicional.

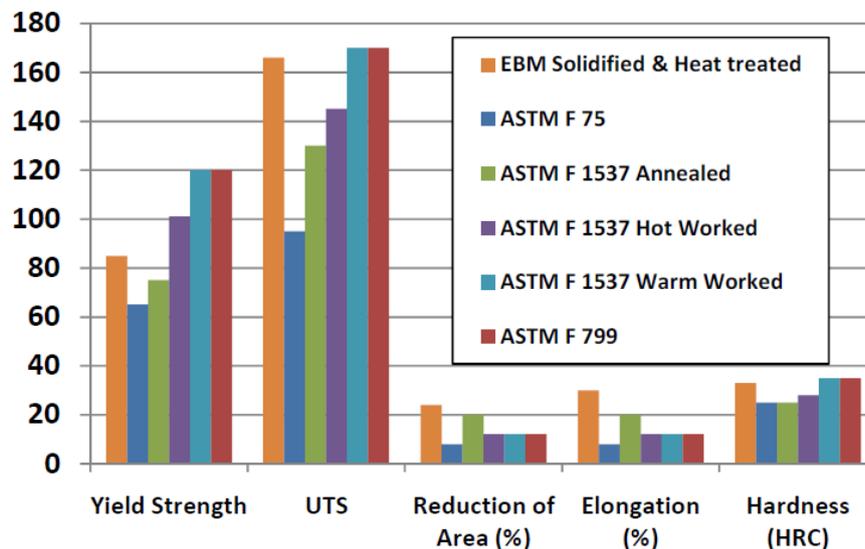


Figura IV.14 - A comparação das propriedades mecânicas das ligas de Co-Cr-Mo para uso médico com a obtida por EBM (Electron Beam Melting Process) (Kircher, et al., 2009)

Yamane & Sekiya (2004) propuseram um método, para avaliar a maquinabilidade dos materiais através das suas propriedades que designaram por Difficult-to-Cut Rating (DTCR). O DTCR é calculado a partir das propriedades do material da peça que se pretende maquinar, tais como a dureza, a tensão de rotura, o alongamento e a condutividade térmica, sendo as causas da fraca capacidade de maquinabilidade ilustradas no gráfico de teia de DTCR (Figura IV.15). Na Tabela IV.3 apresentam-se os DTCR para aço ao carbono AISI 1045 (usado como padrão), para o aço inoxidável

AISI 304, para a liga de titânio Ti-6Al-4V, para a super liga de níquel inconel 718 e para a liga de Co-Cr-Mo.

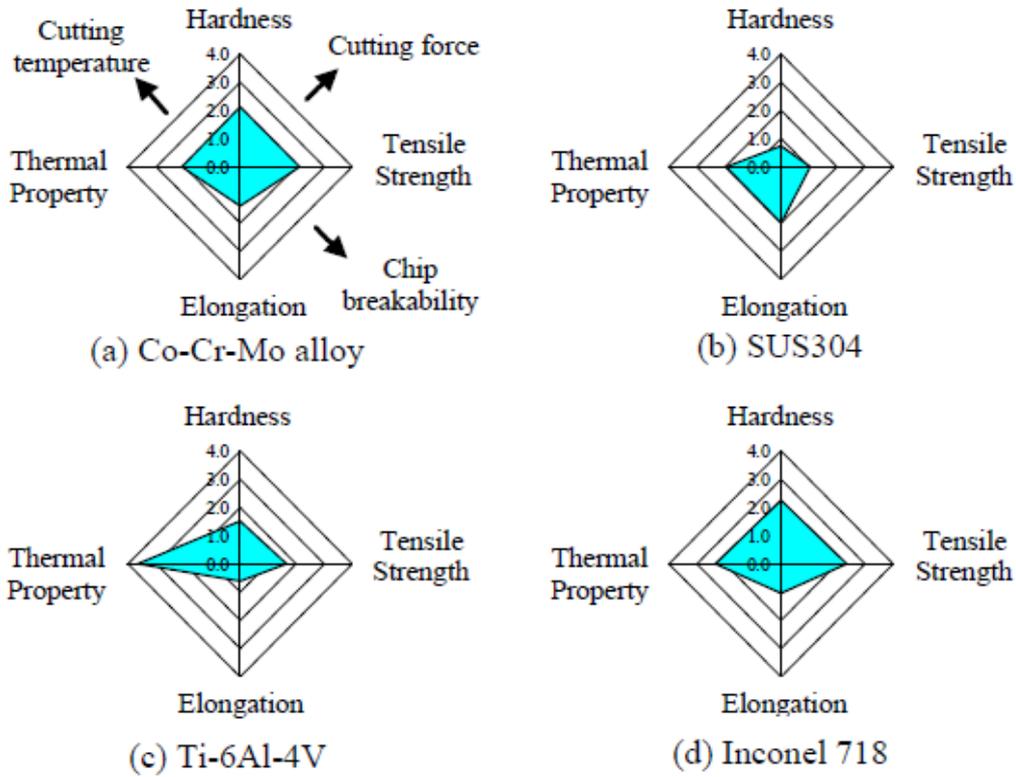


Figura IV.15 - Avaliação da maquinabilidade de diferentes ligas utilizadas na maquinagem: Gráfico de teia DCTR das ligas Co-Cr-Mo (a); AISI 304 (b); Ti-6Al-4V (c); Inconel 718 (d) (Koike, et al., 2009).

Tabela IV.3 - Valores relativos das propriedades de utilizadas em maquinagem (Koike, et al., 2009).

	Dureza	Tensão de Rotura	Alongamento	Propriedades Térmicas	DTCR
AISI 1045	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0
Co-Cr-Mo	2.2	2.1	1.4	2.1	3.7
AISI 304	0.8	1.1	2.0	1.9	2.1
Ti-6Al-4V	1.5	1.7	0.6	3.7	2.8
Inconel 718	2.3	2.3	1.1	2.3	3.9

Depois de normalizar as propriedades dos materiais relativamente ao padrão (divisão dos valores da dureza, da tensão de rotura, do alongamento e das propriedades térmicas dos materiais a analisar pelos valores correspondentes do material de base AISI 1045), é possível desenhar o gráfico de teia de DTCCR, como se apresenta na Figura IV.15 (Koike, et al., 2009). Relativamente à maquinabilidade das ligas de Co-Cr-Mo comparativamente com o aço S45C constatam-se os seguintes factos:

- Estima-se que a força de corte seja maior, pois a dureza e a tensão de rotura é 2 vezes superior;
- Estima-se que o controlo da apara seja mais difícil devido ao valor do alongamento. Assim, tende a ocorrer o rompimento do gume de corte lateral da ferramenta (desgaste de flanco);
- Estima-se ainda que a temperatura de corte seja maior devido ao valor da sua condutividade térmica.

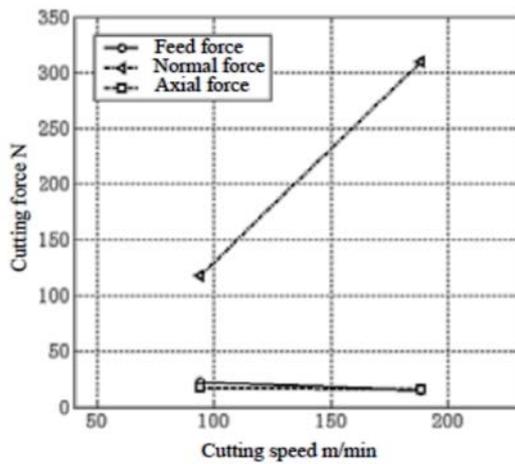
Além disso, admite-se que a liga Co-Cr-Mo apresente as mesmas dificuldades de maquinagem que a liga inconel 718, isto é, quando se pretende maquinar este tipo de ligas com uma fresa de topo plano, recomenda-se o uso de pequenas profundidades de corte a uma velocidade de corte igualmente reduzida.

Koike *et al.* (2009) estudaram a influência do uso de diferentes geometrias de ferramentas e velocidades de corte na vida útil da ferramenta na maquinagem de ligas de Co-Cr-Mo. Para tal, os autores escolheram três ferramentas de topo plano com raio de canto (Tabela IV.4), onde a ferramenta A é adequada para a maquinagem de materiais com dureza elevada e apresenta elevada eficiência na maquinagem desses materiais. Por sua vez, a ferramenta B é apropriada para a maquinagem de materiais de elevada dureza mas onde se adote elevadas velocidades de avanço. Por último, a ferramenta C deve ser utilizada na maquinagem de materiais com corte de difícil, com baixa condutividade térmica, tais como uma liga de titânio ou aço inoxidável. De referir que nas ferramentas A e B o ângulo da hélice era constante ao logo da ferramenta. No caso da ferramenta C o ângulo da hélice é variável desde os 30 graus até aos 45 graus.

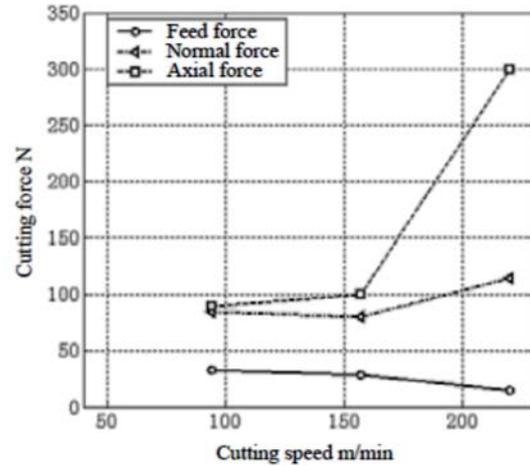
Tabela IV.4 - Parâmetros de corte adotados nos procedimentos experimentais para estudo da influência do uso de diferentes geometrias de ferramentas e velocidades de corte na vida útil da ferramenta na maquinagem de ligas de Co-Cr-Mo (Koike, et al., 2009).

	Ferramenta A	Ferramenta B	Ferramenta C
Velocidade de Corte [m/mim]	94.2	94.2	47.1
Avanço [mm/mim]	720	5000	360
Profundidade de corte axial [mm]	1.0	0.1	2.0
Profundidade de corte radial [mm]	3.0	4.5	3.0
Taxa de remoção de material [cc/mim]	2.16	2.25	2.16
Avanço por gume [mm/ gume]	0.04	0.42	0.06
Número de gumes de corte	6	4	4
Ângulo da hélice [Graus]	45	10	30-45
Raio de canto [mm]	1	2	2
Diâmetro da ferramenta [mm]	10		
Tipo de fresa	Topo plano		
Comprimento da ferramenta	30		
Refrigeração	Lubrificação convencional		
Direção de corte	Concordante		

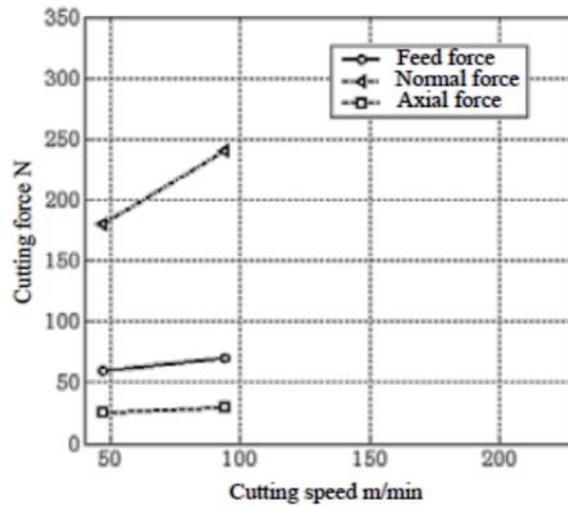
A Figura IV.16 mostra a relação entre as velocidades de corte e as forças de corte para cada uma das ferramentas. Com base nestas figuras os autores concluíram que as forças de corte aumentam à medida que se aumenta a velocidade de corte. Considera-se desta forma que o aumento das forças de corte pode ser causado pela aderência de material a uma ou mais arestas de corte. Assim, na maquinagem das ligas de Co-Cr-Mo, devem ser adotadas velocidades de corte reduzidas quando se usam fresas de topo plano, pois assim diminui a possibilidade de existirem adesões de material aos gumes de corte da ferramenta, diminuindo de forma substancial a força de corte.



Ferramenta A



Ferramenta B



Ferramenta C

Figura IV.16 - Relação entre a velocidade de corte e força de corte para cada ferramenta (Koike, et al., 2009).

Também Polini *et al.* (2004) estudaram as forças de corte e a vida da ferramenta na maquinagem das ligas de Co-Cr-Mo para implantes dentários. Foram usadas duas geometrias de ferramentas diferentes (com e sem revestimento), mantendo constantes a rotação da fresa e o seu avanço (20000 rpm e 0.01m/min, respetivamente), tendo sido analisadas a profundidade e largura de corte. No primeiro caso foi realizada uma fresagem frontal com a profundidade de corte de 5 mm e a largura de 2 mm, e no segundo procedeu-se a uma fresagem tangencial com profundidade de 3 mm e 0.5 mm de penetramento, conforme apresentado na Figura IV.17. Após os testes observou-se que os valores dos avanços têm de ser efetivamente pequenos (mesmo inferior a 0,01 m/min), e que a força de corte

depende de fatores como o carregamento a que a ferramenta está sujeita, o atrito entre a ferramenta e a peça, a dureza do próprio material, sendo que à medida que se efetua o corte, o material tende a aumentar a sua dureza e, por último, o próprio desgaste da ferramenta.

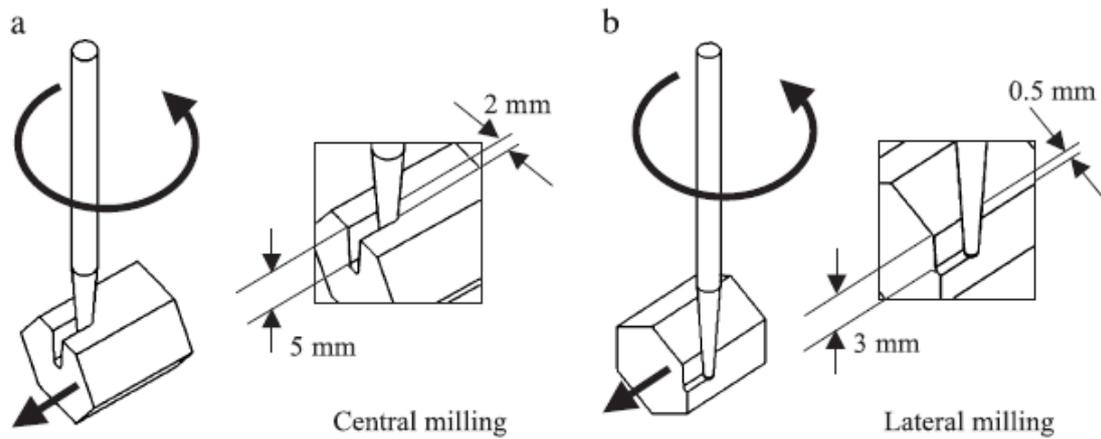


Figura IV.17 - Configurações da fresagem (a central) e (b lateral) (Polini, et al., 2004).

Os autores verificaram ainda que existe uma clara diferença entre a força de corte quando se usam ferramentas revestidas e não revestidas, referindo que os revestimentos de diamante obtidos por CVD melhoram o desempenho das ferramentas de corte na maquinagem das ligas de Co-Cr-Mo para implantes dentários (Figura IV.18).

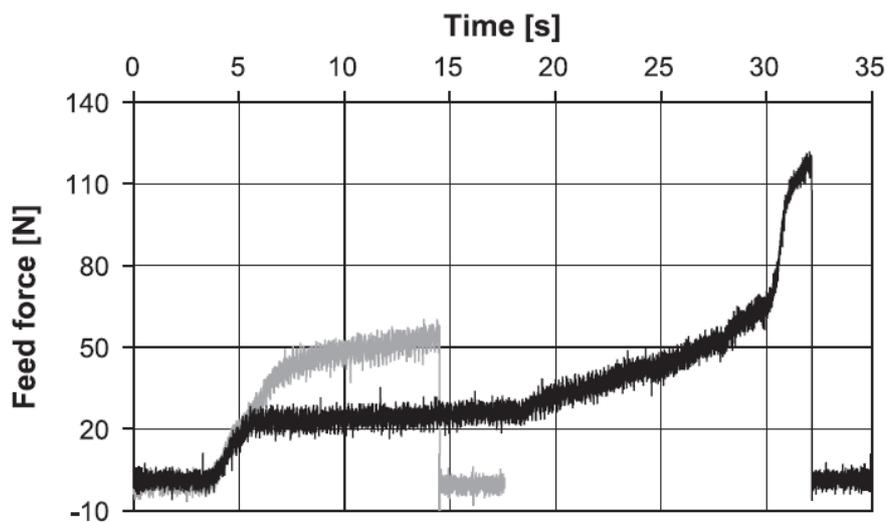


Figura IV.18 - Comparação entre a força de corte com fresas não revestidas (cinzento) e revestidas (preto) (Polini, et al., 2004).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abele, E. & Frohlich, B., High Speed Milling of Titanium Alloys. *Advances in Production Engineering & Management*, Volume 3, (2008), pp. 131-140.

Al-Habaibeh, A. & Gindy, N., Self-Learning Algorithm for Automated Design of Condition Monitoring Systems for Milling Operations. *International Journal Advanced Manufacturing Technology*, Volume 18, (2001), pp. 448-459.

Amorim, H., *Estudo da relação entre velocidade de corte, desgaste de ferramenta, rugosidade e forças de usinagem em torneamento com ferramenta de metal duro*. (2002), Universidade Federal do Rio Grande do Sul: Tese de Mestrado.

Antoniali, A., *Uma Contribuição ao Fresamento Frontal da Liga de Titânio Ti-6Al-4V*. (2009), Universidade Estadual de Campinas: Tese de Mestrado.

Arcam, (2014), [Online] Available at: <http://www.arcam.com/technology/electron-beam-melting/> [Acedido em 05 Maio 2014].

Barnett-Ritcey, D., *High Speed Milling of titanium and gamma-titanium aluminide: an experimental investigation*. (2004), McMaster University: Thesis (PhD).

Batista, M., *Estudo da rugosidade de superfícies planas usinadas por fresas de topo esférico*. (2006), Universidade de São Paulo: Tese de Mestrado.

Belejchak, P., Machining stainless steel. *Advanced Materials & Processes*, Volume 152, (1997), pp. 23-25.

Byrne, G., Dornfeld, D. & Denkena, B., Advancing Cutting Technology. *Annals of the CIRP*, Volume 52(2), (2003), pp. 483-507.

Corduan, N. et al., Wear mechanisms of new tool materials for Ti-6Al-4V high performance machining. *Annals of the CIRP*, Volume 52(1), (2003), pp. 73-76.

Costa, A., *Otimização do processo de fresamento de cavidades com fresas de insertos intercambiáveis*. (2003), Campinas: Universidade Estadual de Campinas.

Davim, J., *Princípios de maquinagem*. (2008), Porto: Publindústria, Edições Técnicas.

Diniz, A., Marcondes, F. & Coppini, N., *Tecnologia da Usinagem dos Materiais*. (2008), São Paulo: Arliber Editora.

Elmagrabi, N., Hassan, C. & Shuaeib, F., High Speed Milling of Ti-6Al-4V Using Coated Carbide Tools. *European Journal of Scientific Research*, Volume 22(2), (2008), pp. 153-162.

Ezugwu, E., Bonney, J. & Yamane, Y., An overview of the machinability of aeroengine alloys. *Journal of Materials Processing Technology*, Volume 134(2), (2003), pp. 233-253.

Ezugwu, E., Da Silva, R., Bonney, J. & Machado, Á., Evaluation of the performance of CBN tools when turning Ti-6Al-4V alloy with high pressure coolant supplies. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, Volume 45(9), (2005), pp. 1009-1014.

Ezugwu, E. & Wang, Z., Titanium alloys and their machinability - a review. *Journal of Materials Processing Technology*, Volume 68(3), (1997), pp. 262-274.

Farias, A., Delijaicov, S. & Batalha, G., *Avanços na usinagem de ligas de titânio*. (2011), Brasil, 6º Congresso Brasileiro de Engenharia e Fabricação.

Gennari, W. & Machado, A., Melhorias na usinabilidade dos aços inoxidáveis. *Revista Máquinas e Metais*, (1999), pp. 84-98.

Gey, C., *Prozessauslegung für das Flankenfräsen von Titan*. (2002), s.l.:Fortschritt-Berichte VDI Nr.625, IFW Hannover.

Gomes, J., *Fabricação de superfícies de forma livre por fresamento no aço temperado ABNT 420, na liga de alumínio AMP8000 e na liga de cobre Cu-Be*. (2001), Universidade Federal de Santa Catarina: Tese de Doutorado.

Gonzalo, O., Beristain, J., Jauregi, H. & Sanz, C., A method for the identification of the specific force coefficients for mechanistic milling simulation. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, Volume 50(9), (2010), pp. 765–774.

Gunay, M., Aslan, E., Korkut, I. & Seker, U., Investigation of the effect of rake angle on main cutting force. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, Volume 44(9), (2004), pp. 953–959.

Hong, S., Ding, Y. & Jeong, W., Friction and cutting forces in cryogenic machining of Ti-6Al-4V. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, Volume 41(15), (2001), pp. 2271-2285.

Hong, S., Markus, I. & Jeong, W., New cooling approach and tool life improvement in cryogenic machining of titanium alloy Ti-6Al-4V. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, Volume 41(15), (2001), pp. 2245-2260.

Jawaid, A., Olajire, K. & Ezugwu, E., Machining of martensitic stainless steel (JETHETE) with coated carbides. *Journal of Engineering Manufacture*, Volume 215(6), (2001), pp. 769-779.

Kalpakjian, S., *Manufacturing Engineering and Technology*. (1995), Uk: Addison-Wesley Publishing, 3^a ed.

Kircher, R., Christensen, A. & Wurth, K., *Electron Beam Melted (EBM) Co-Cr-Mo Alloy for Orthopaedic Implant Applications*. (2009), [Online] Available at: <http://utwired.engr.utexas.edu/lff/symposium/proceedingsArchive/pubs/Manuscripts/2009/2009-35-Kircher.pdf> [Acedido em 20 Junho 2014].

Koike, K., Matsubara, A., Nakatsukasa, Y. & Yamaji, I., Improving Tool Life in End Milling of Cobalt Chromium Molybdenum (Co-Cr-Mo) Alloy. *Proc. of LEM21, Osaka University, Japan*, Volume 5, (2009), pp. 653-656.

Komanduri, R., Some clarifications on the mechanics of chip formation when machining titanium alloys. *Wear*, Volume 16(1), (1982), pp. 15-34.

Komanduri, R. & Turkovich, B. F., New observation on the mechanism of chip formation when machining titanium alloys. *Wear*, Volume 69(2), (1981), pp. 179-188.

Lacalle, L., Perez, J., Llorente, J. & Sanchez, J., Advanced cutting conditions for the milling of aeronautical alloys. *Journal of Materials Processing Technology*, Volume 100(1), (2000), pp. 1-11.

Law, K., Geddam, A. & Ostafiev, V., A Process-design approach to error compensation in the end milling of pockets. *Journal of Materials Processing Technology*, Volume 89-90(1), (1999), pp. 238-244.

Lia, R., Hegde, P. & Shih, A., High-throughput drilling of titanium alloys. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, Volume 47(1), (2007), pp. 63-74.

Liew, W., Ngoi, B. & Lu, Y., Wear characteristics of PCBN tools in the ultra-precision machining of stainless at low speeds. *Wear*, Volume 254(3-4), (2003), pp. 265-277.

Lima, V., Lacerda, H. & Lima, A., *Análise e predição de forças de corte e vibrações tipo "chatter" no fresamento*. (2003), Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação, s.n.

Machado, A. & Wallbank, J., Machining of titanium and its Alloys - a review. *Processing of the institution of mechanical engineering*, Volume 204, (1990), pp. 53-60.

Melo, A., Franco, S. & Machado, A., Desgastes e avarias em ferramentas de metal duro. *Máquinas e Metais*, (2005), pp. 118-155.

Oestreich, D., Mosquen, A., Stoffel, D. & Souza, A., *Revisão da literatura sobre a usinabilidade do titânio e suas ligas*. (2011), 6º Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação, s.n.

Polini, R. et al., Cutting force and wear evaluation in peripheral milling by CVD diamond dental tools. *Thin Solid Films*, Volume 469-470, (2004), pp. 161-166.

- Rahman, M., Wang, Z. & Wong, Y., A Review on High-Speed Machining of Titanium Alloys. *JSME International Journal*, Volume 49(1), Series C, (2006), pp. 11-20.
- Relvas, C., *Concepção e estudo de próteses de anca anatomicamente adaptadas por obtenção in situ da geometria do canal femoral*. (2007), Universidade de Aveiro: Tese de Doutoramento.
- Rigatti, A., *Avaliação da Força de Usinagem e Energia Específica de Corte no Fresamento com Alta Velocidade de Corte*. (2010), Universidade Estadual Paulista: Tese de Mestrado.
- Rohloff, R., *Efeito dos parâmetros de corte no fresamento do aço inoxidável AISI 420 para moldes e matrizes*. (2012), Joinville: Instituto Superior Tupy.
- Sandvik, *Manual Técnico*. (2010), Suécia: Elanders.
- Shaw, M., *Metal cutting principles*. (1986), 1 ed ed. New York: Oxford University Press.
- Stemmer, C., *Ferramentas de Corte I*. (1995), Florianópolis: Editora da UFSC.
- Sun, S., Brandt, M. & Dargusch, M., Characteristics of cutting forces and chip formation in machining of titanium alloys. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, Volume 49(7-8), (2009), pp. 561–568.
- Su, Y., He, N., Li, L. & Li, X. L., An experimental investigation of effects of cooling/lubrication conditions on tool wear in high-speed end milling of Ti-6Al-4V. *Wear*, Volume 261(7-8), (2006), pp. 760-766.
- Tessler, M. & Barbosa, C., A usinabilidade dos aços inoxidáveis. *Metalurgia & Materiais – ABM*, Volume 49, (1993), pp. 32-41.
- Trent, E. & W. P., *Metal Cutting*. (2000), s.l.:4rd Edition, Butterworths-Heinemann, Ltda.
- Venugopal, K., Paul, S. & Chattopadhyay, A., Growth of tool wear in turning of Ti-6Al-4V alloy under cryogenic cooling. *Wear*, Volume 262(9-10), (2007), pp. 1071-1078.
- Wang, Z., Rahman, M. & Wong, Y., Tool wear characteristics of binderless CBN tools used in high-speed milling of titanium alloys. *Wear*, Volume 258(5-6), (2005), pp. 752-758.

Yamane, Y. & Sekiya, K., An Evaluation of Difficulty in Machining Difficult-to-Cut Materials by using Difficult-to-Cut Rating. *Japan Society for Precision Engineering*, Volume 70(3), (2004), pp. 407-411.

Yang, X. & Liu, C., Machining titanium and its alloys. *Machining Science and Technology: An International Journal*, Volume 3(1), (1999), pp. 107-139.

Zareena, A., Rahman, M. & Wong, Y., Binderless CBN tools, a breakthrough for machining titanium alloys. *Journal of Manufacturing Science and Engineering*, Volume 127(2), (2005), pp. 277-279.

CAPÍTULO V

MATERIAIS E MÉTODOS EXPERIMENTAIS

SUMÁRIO:

NESTE CAPÍTULO EXPÕEM-SE PRIMEIRAMENTE AS METODOLOGIAS, OS MODELOS, OS MATERIAIS E OS EQUIPAMENTOS ADOTADOS PARA A REALIZAÇÃO DOS PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS E EM SEGUNDO LUGAR APRESENTAM-SE OS RESULTADOS EXPERIMENTAIS QUE SE OBTIVERAM NA OTIMIZAÇÃO DAS ESTRATÉGIAS DE MAQUINAGEM APLICADAS À PRÓTESE FEMORAL ANATÓMICA NUM MATERIAL NÃO ADEQUADO A IMPLANTES MÉDICOS.

V.1 - METODOLOGIAS E MODELOS DE ESTUDO

A metodologia adotada nos ensaios experimentais foi dividida em duas etapas distintas: análise do processo de fresagem de dispositivos biomédicos implantáveis e estudo da maquinabilidade das ligas de Ti-6Al-4V e Co-28Cr-6Mo para otimização do processo de fresagem.

Na primeira fase do estudo pretendeu-se, analisar o processo e a viabilidade da maquinagem de uma prótese femoral anatómica (Figura V.1), através de uma fresadora CNC a 3 eixos. O objetivo deste estudo preliminar foi determinar, qual o grau de dificuldade do processo de fabrico, quais os principais fatores de influência para análise dos resultados, com divisão entre variáveis dependentes de fatores tecnológicos e fatores humanos, e seleção do caminho crítico para os ensaios. Para estudo do processo de fresagem de dispositivos biomédicos implantáveis e começando pela operação e programação da máquina-ferramenta, iniciou-se o estudo pela análise comparativa entre duas aplicações de CAM distintas, recorrendo aos *softwares* MasterCAM® e PowerMILL®, tendo para tal sido considerados os seguintes elementos:

1. Ciclos de maquinagem;
2. Parâmetros de maquinagem;
3. Ferramentas;
4. Tempos de maquinagem;
5. Aspeto visual da prótese;
6. Controlo dimensional.

Neste estudo foi utilizada a geometria de uma prótese femoral patenteada pela Universidade de Aveiro. Tendo a referida prótese sido gentilmente cedida pelos seus autores - *António Ramos e José Simões* – pelo que se justifica deixar aqui expressa uma palavra de reconhecimento e de agradecimento.

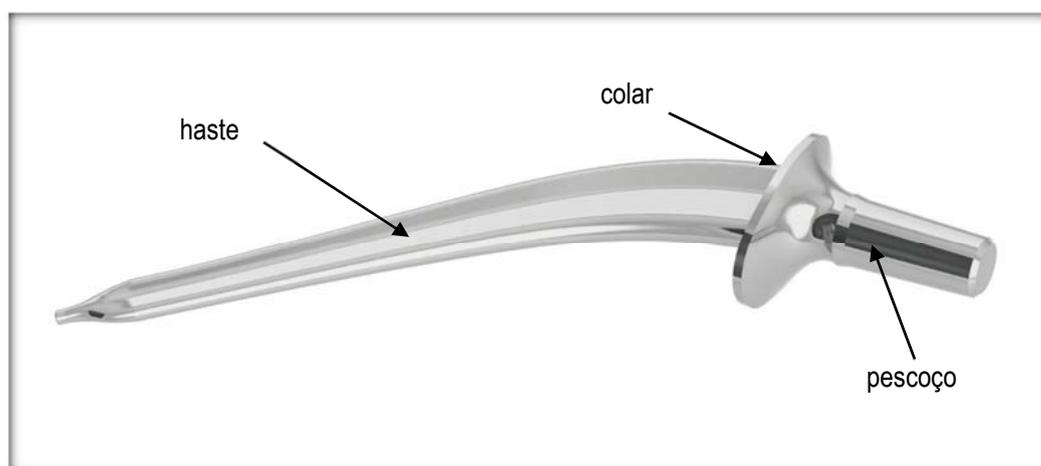


Figura V.1 - Designação dos termos da prótese femoral (*cortesia de A. Ramos e J.A. Simões*).

O estudo da maquinabilidade de duas ligas metálicas usadas em implantes ortopédicos, a liga de titânio (Ti-6Al-4V) e a liga de Crómio-cobalto (Co-28Cr-6Mo), constituiu a segunda etapa da parte experimental deste trabalho. A análise da maquinabilidade dessas ligas centrou-se na determinação das forças de corte para velocidades de corte bem definidas, garantindo-se que a secção transversal do corte era a mesma para as diferentes velocidades de corte. Para além de registar a evolução da força de corte, também o desgaste das ferramentas foi analisado de modo a perceber qual a evolução que esta sofria à medida que se ia aumentando a velocidade de corte, pretendeu-se também verificar a correlação existente entre a evolução das forças e a forma e geometria da avara. A dureza e a rugosidade das superfícies maquinadas foi analisada para cada uma das velocidades de corte utilizadas. Para este grupo de ensaios foi adotado um modelo de geometria regular, sendo um paralelepípedo tridimensional com uma altura e uma largura de 18 mm e um comprimento de 100 mm, conforme ilustra a Figura V.2 a). A adoção deste tipo de geometria prende-se com o facto de que se pretender garantir que a secção da avara fosse constante durante os ensaios. Procedeu-se à maquinagem do modelo efetuando de cinco passagens de corte no sentido concordante de maquinagem, sendo a profundidade de corte de 1 mm e a largura de corte 6 mm (Figura V.2 b)).

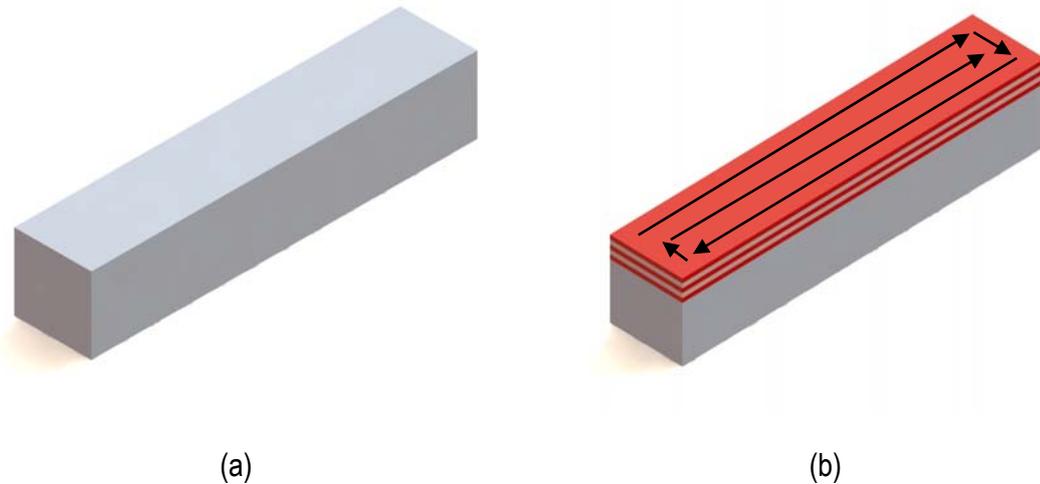


Figura V.2 - Geometria inicial do provete (a), sentido e camadas de maquinagem utilizadas no procedimento experimental para o estudo da maquinabilidade das ligas de titânio e Crómio-Cobalto (b).

V.2 - MATERIAIS UTILIZADOS NOS ENSAIOS

Os materiais utilizados foram seleccionados consoante o caso de estudo. Relativamente ao primeiro ensaio de maquinagem da prótese fémoral e para determinação das melhores estratégias de maquinagem, foi utilizada uma placa rectangular de alumínio da série 7075 T651 [Al-5,6Zn-2,5Mg-1,6Cu-0,23Cr (% wt.)] com as dimensões 270 x 60 x 60 mm (comprimento x altura x largura). A escolha deste material metálico ficou a dever-se à sua boa capacidade de maquinagem o que nos permite obter bons resultados sobre o processo de corte e o estado de acabamento da peça, centrando-se o trabalho nesta fase exclusivamente no estudo dos ciclos de maquinagem. Na Tabela V.1 indicam-se as principais propriedades físicas da liga de alumínio usada nos ensaios.

Para o caso da maquinabilidade das duas ligas metálicas usadas em implantes ortopédicos, os materiais utilizados nos ensaios foram a liga Ti-6Al-4V e a liga de Co-28Cr-6Mo. As amostras da liga de titânio foram cortadas a partir de uma placa rectangular e as amostras da liga de crómio-cobalto foram obtidas a partir de uma barra de secção circular com 25,4 milímetros de diâmetro. Em ambos os casos houve necessidade de se proceder à realização prévia de operações de fresagem nas faces

das geometrias iniciais para obter amostras com as dimensões de 100 x 18 x 18 mm (comprimento x largura x altura). As propriedades mecânicas típicas das ligas utilizadas são apresentadas na Tabela V.2.

Tabela V.1 - Propriedades mecânicas da liga de alumínio 7075-T651 (dados do fabricante).

Propriedades Mecânicas	Al-5,6Zn-2,5Mg-1,6Cu-0,23Cr
Densidade [g/cm ³]	2,81
Módulo de Young [GPa]	71,7
Tensão de Ruptura [MPa]	572
Tensão de Cedência (limite elástico) [MPa]	503
Alongamento [%]	11
Dureza [HV]	175

Tabela V.2 - Propriedades mecânicas da liga Ti-6Al-4V e Co-28Cr-6Mo (Ashby, 2011).

Propriedades Mecânicas	Ti-6Al-4V	Co-28Cr-6Mo
Módulo de Young [GPa]	110 - 119	235 - 247
Tensão de Ruptura [MPa]	862 - 1200	1290 - 1420
Tensão de Cedência (limite elástico) [MPa]	786 - 910	760 - 839
Alongamento [%]	10 - 14	25 - 29
Dureza [HV]	337 - 357	363 - 402

Da análise da Tabela V.2 observa-se que a liga de cromo-cobalto é aquela que apresenta um módulo de elasticidade mais elevado, aproximadamente o dobro quando comparada com a liga de titânio. Quanto à tensão de cedência e de ruptura e à dureza, as ligas de cromo-cobalto e de titânio apresentam valores muito próximos. Além disso é importante mencionar que a condutividade térmica da liga de titânio é aproximadamente metade da liga de cromo-cobalto, ou seja, 7,1 a 7,3 W/m K para a liga de Ti-6Al-4V e de 12,3 a 13,3 W/m K para a liga de Co-28Cr-6Mo.

No que diz respeito à microestrutura das ligas, foram preparadas amostras para observar as respectivas microestruturas. Foi executada um desbaste em lixas de carboneto de silício com granulometrias de 320, 600, 1000 e 2500 e posterior polimento com suspensões de diamante de 6, 3

e 1 μm . Para a liga de titânio, e antes de se recorrer ao ataque químico, foi necessário efetuar um polimento em solução de alumina e peróxido de hidrogénio a 3%. Para conseguir observar ao microscópio a liga de titânio, recorreu-se a um ataque químico com uma solução contendo 50 ml de água, 2 ml de ácido fluorídrico e 4 ml de ácido nítrico. O resultado obtido está ilustrado na figura V.3. A estrutura é constituída pelas fases α (cor clara) e a fase β (cor escura) com as fases orientadas segundo diversas direções, morfológicamente idênticas a uma estrutura de *Widmanstätten* (Melo, et al., 2009; Mendes, 2014).

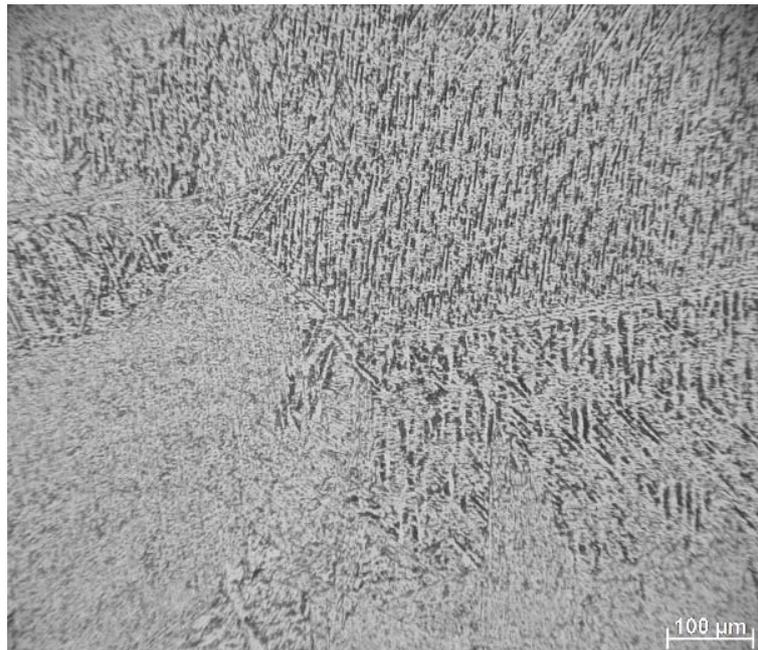


Figura V.3 - Microestrutura da liga Ti-6Al-4V utilizada no estudo.

Relativamente à liga de cromo-cobalto, apesar de Karimi, (2014) referir que usou uma solução contendo 30 ml de ácido clorídrico e 1 ml de peróxido de hidrogénio a 30%, não foi conseguido revelar a microestruturas com o ataque químico. No entanto, na Figura V.4 é apresentada a microestrutura obtida pelo referido autor. A estrutura da liga é composta primariamente por carbonetos interdendríticos do tipo M_{23}C_6 , ricos em cromo numa solução sólida cúbica de faces centradas (FCC) de CoCrMo (Bruschi, et al., 2013; Klarstrom, et al., 2004; Giacchi, et al., 2011). A formação desta fase na estrutura da liga depende do teor de carbono, da composição da liga, e das condições de processamento térmico (Mineta, et al., 2010).

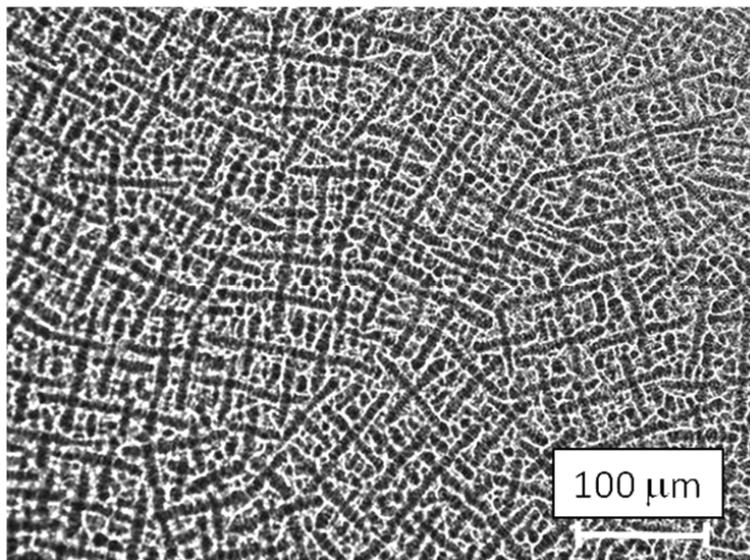


Figura V.4 - Microestrutura da liga Co-28Cr-6Mo utilizada no estudo (Karimi, 2014).

V.3 - EQUIPAMENTOS UTILIZADOS

V.3.1 - EQUIPAMENTO DE FRESAGEM

Para a realização das operações de fresagem recorreu-se a um centro de maquinagem LEADWELL, modelo GMC 600 (Figura V.5 a)), equipado com um controlador FANUC Series OM. Trata-se de um centro de maquinagem a três eixos, possuindo uma capacidade de deslocamento de 600 mm no eixo X, 650 mm no eixo Y, e 350 mm no eixo Z. A potência fornecida pelo eixo-árvore é de 3.3 a 5.7 kW, para uma rotação máxima do fuso de 6000 rpm. Para se referenciar o bloco de material na mesa da máquina (zero peça), usou-se um apalpador digital 3D DIGIGRAPH, com uma esfera calibrada de 2 mm de diâmetro, com resolução unidirecional de $\pm 0,005$ mm (Figura V.5 b)). Relativamente ao sistema de fixação da ferramenta foi utilizado um porta-ferramentas com fixação à árvore da máquina em cone tipo BT40 (Figura V.6 a)) e para fixação da ferramenta de corte, foi utilizado um sistema mecânico, de aperto com pinças. Com o ajustamento em cone garante-se a sua concentricidade com

a árvore, além de que a área de contacto entre um e outro é aproveitada ao máximo. Relativamente ao sistema de aperto da ferramenta, o sistema de aperto por pinças que consiste num dispositivo ranhurado e em cunha que posteriormente é apertado por meio de uma porca que o obriga a ajustar-se à ferramenta.

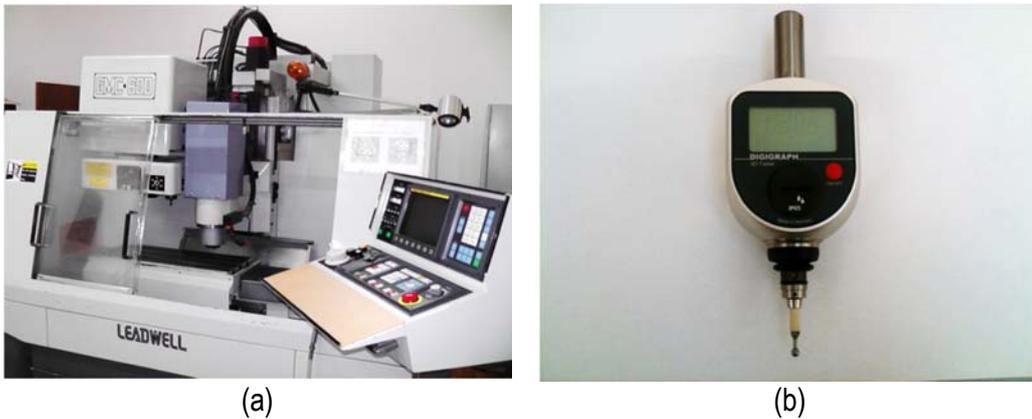


Figura V.5 - Centro de maquinagem utilizado (a), apalpador digital 3D utilizado na determinação do zero peça (b).

Neste sistema quanto maior for o aperto da porca melhor é fixação da ferramenta de corte; as pinças têm cerca de 50 mm de comprimento o que apresenta uma área de contacto suficiente entre elas e a ferramenta. A Figura V.6 b) mostra o esquema de aperto da ferramenta utilizada nos testes, apresentando esta um comprimento livre de 35mm (comprimento da ferramenta suficiente para as maquinações previstas). Importa referir que a um maior comprimento livre da ferramenta corresponde uma maior probabilidade de ocorrência de vibrações da ferramenta durante a fresagem. Em regra o comprimento livre da ferramenta não deve exceder cinco vezes o seu diâmetro (Sandvik, 2010).



Figura V.6 - Suporte mecânico e pinça de aperto da ferramenta (a) e esquema do aperto da ferramenta utilizada nos testes (b)

Para a fixação dos provetes das ligas Ti-6Al-4V e a Co-28Cr-6Mo à mesa do centro de maquinagem, utilizou-se uma prensa mecânica, pois dentro dos sistemas de aperto possíveis este é o mais simples, eficaz e acessível. No ensaio preliminar de maquinagem da prótese na liga de alumínio 7075 T651 houve necessidade de recorrer a um suporte específico, construído para este fim (Figura V.7), com sistema de furação retificado para posicionamento preciso do bloco a maquinar e com guia de ajuste à mesa de trabalho. Este requisito resultou dos constrangimentos da geometria da prótese femoral e da necessidade de realizar dois apertos.



Figura V.7 - Suporte usado para maquinagem da prótese femoral.

V.3.2 - EQUIPAMENTO DE CONTROLO

O *scanner* 3D é um equipamento que permite a aquisição de forma de um objeto real, a partir de condições estabelecidas pelo operador. Posteriormente é possível exportar essa informação através de diferentes formatos como: DXF, VRML, STL, IGES para depois ser tratada no *software* de CAD, permitindo a obtenção do modelo digital que reproduz a geometria do modelo físico. Os *scanners* 3D são muito utilizados porque as ferramentas de CAD têm dificuldade em realizar satisfatoriamente a modelação de objetos de geometria muito complexa, como por exemplo os modelos anatómicos. Existem no mercado várias tecnologias diferentes no que diz respeito a *scanners* 3D sendo que cada uma tem as suas vantagens e inconvenientes. Duas características básicas dos *scanners* 3D são a resolução e a precisão. Uma boa precisão indica-nos se a coordenada de um ponto medido se aproxima da coordenada real desse ponto. A precisão é fornecida pelo fabricante do equipamento e é determinada através de testes padrão utilizados com frequência na produção de máquinas de

medida. A resolução é a distância mais pequena entre dois pontos que o *scanner* consegue obter, e pode ser controlada no *software* e pelo operador.



Figura V.8 - Scanner laser 3D usado para adquirir a geometria 3D da prótese maquinada.

Na Figura V.8, apresenta-se o *scanner* laser 3D LPX-600 da marca ROLAND cujas especificações técnicas são apresentadas na tabela seguinte.

Tabela V.3 - Especificações técnicas do scanner laser 3D LPX-600.

ESPECIFICAÇÕES	
Área de trabalho	254 mm (diâmetro) – 406,4 mm (altura)
Peso máximo na mesa	5 kg
Resolução	0,2 mm
Velocidade	15 rpm (Rotação do prato)
Passo de varrimento	50 mm/s
Formatos de exportação	DXF, VRML, STL, IGES
Método de Scan	Laser ótico – Triangulação Spot Beam
Laser	Frequência da onda; 600 a 700 nm – 2857 Hz

Para medição da dureza Vickers nas superfícies maquinadas foi utilizado o equipamento EmcoTest® M4C G3 (Figura V.9) e uma carga de indentação de 9,807 N (HV1). Realizaram-se dez medições em

cada uma das amostras, sendo as diagonais das indentações produzidas (d_1 e d_2) medidas numa lente ótica incorporado no equipamento de ampliação 160 x.

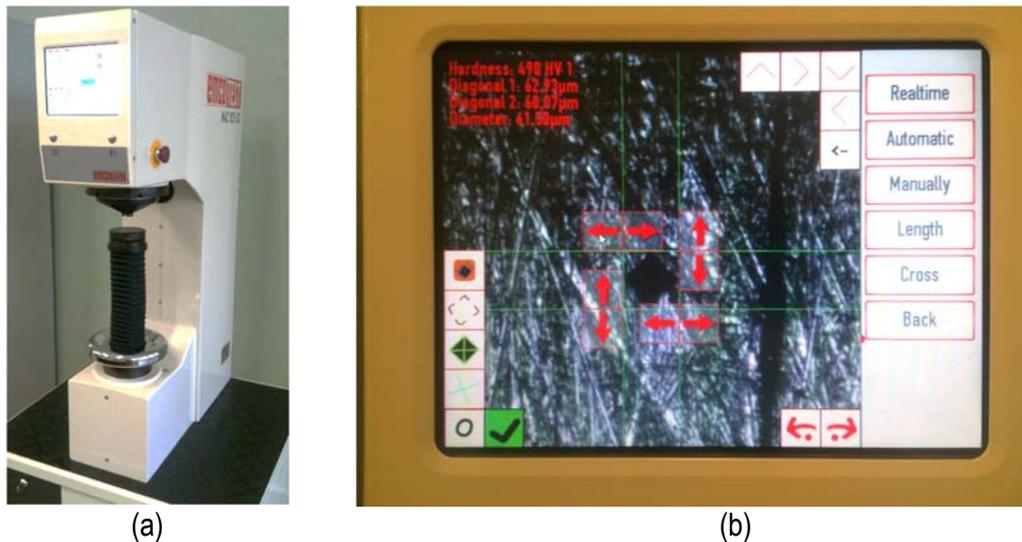


Figura V.9 - Equipamento utilizado para medição da dureza Vickers nas superfícies maquinadas (a) e pormenor da zona de indentação com determinação das respetivas diagonais (b).

Para medição da dureza Vickers nas superfícies transversais à superfície maquinada dos provetes recorreu-se a um equipamento Shimadzu HMV-2 (Figura V.10) sendo realizadas 10 medições em regiões próximas da superfície maquinada, mas neste caso a carga de indentação foi de 3,269 N (HV0.3).



Figura V.10 - Equipamento utilizado para medição da dureza nas superfícies transversais à superfície maquinada dos provetes.

A dureza de Vickers (HV1 e HV0.3) foi calculada usando a equação (V.1) de acordo com a norma ISO 6507-1, em que P representa a carga aplicada em kgf, e d_1 e d_2 são as diagonais em mm.

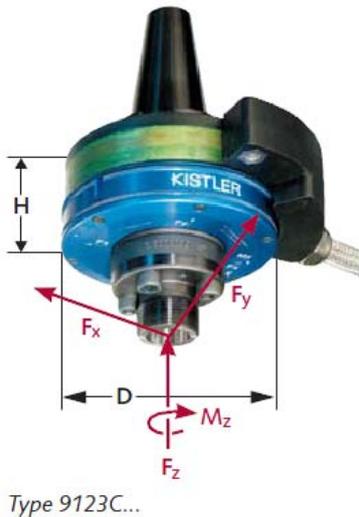
$$HV_1 = \frac{1.8544 P}{\left[\frac{(d_1 + d_2)}{2} \right]^2} \quad (V.1)$$

A rugosidade, por sua vez, foi medida por perfilometria com um rugosímetro Mitutoyo SurfTest 401. O perfil de rugosidade foi medido em dez zonas diferentes de cada amostra, obtendo-se assim um valor médio de rugosidade R_a e R_z . Em cada zona da superfície a rugosidade foi determinada num comprimento de 12,5 mm, sendo que a medição é feita em 5 regiões consecutivas com um comprimento de 2,5 milímetros para cada região, aplicando um filtro 2CR75. Na Figura V.11 apresenta-se a imagem do equipamento utilizado, bem como da sua interface para efetuar a medição.



Figura V.11 - Perfilmetro Mitutoyo SurfTest 401 usado para medição da rugosidade (a) e respetiva interface gráfica para guardar o perfil de rugosidade no PC.

Para medição das forças de corte durante a operação de fresagem foi usado um dinamômetro Kistler modelo 9123C (Figura V.12), conectado a um amplificador de sinal Kistler 5223B. Este dinamômetro funciona por efeito *piezoelétrico* e realiza a medição da força nos eixos x, y e z, e do momento no eixo z. As escalas de medição da força e do momento são apresentadas na Figura V.12. Devido à sua alta frequência natural de vibração, este equipamento permite a medição dinâmica das forças de corte minimizando erros relativos à vibração.



Specifications			Type 9123C...
Measuring range FSO	F_x, F_y	kN	-5 ... 5 *
	F_z	kN	-20 ... 20
	M_z	N·m	-200 ... 200
Speed		1/min	10 000 max.
Sensitivity	F_x, F_y	mV/N	≈2
	F_z	mV/N	≈0,5
	M_z	mV/N·m	≈50
Natural frequency	f_{nx}, f_{ny}, f_{nz} and $f_n (M_z)$	kHz	≈2
Operating temperature range		°C	0 ... 60
DxH		mm	115x52
Weight		kg	3
Degree of Protection IEC/EN 60529			IP67 with connected c
Signal transmission			Non-contacting

Figura V.12 - Sensor de força usado nos ensaios experimentais e suas especificações técnicas (fonte: Kistler).

A aquisição da força e do momento foi feita via computador por intermédio do *software* DynoWare. Na Figura V.13 apresenta-se um exemplo de uma aquisição onde é possível identificar o esforço de corte segundo o eixo z representada a cor preta e o momento representada com a cor verde.

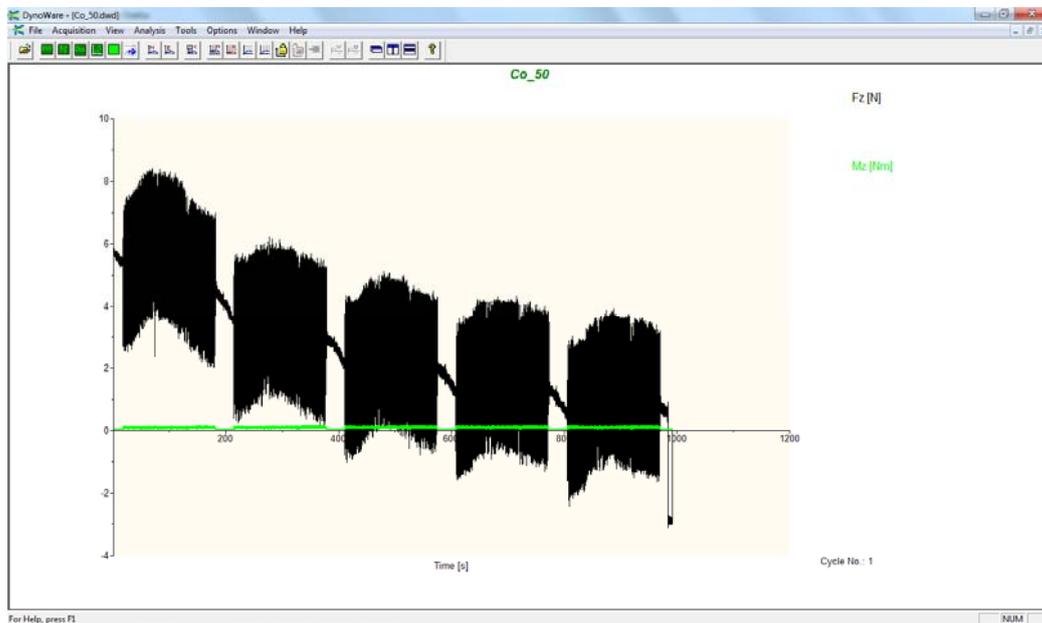


Figura V.13 - Exemplo da aquisição da Força F_z e M_z através do *software* DynoWare (fonte: Kistler).

O desgaste de flanco das ferramentas foi medido a partir de fotografias obtidas com uma lupa da marca Zeiss (Figura V.14 a) e o auxílio do *software* AxionVision LE (Figura V.15). Para caracterizar as aparas recorreu-se a fotografias obtidas num microscópio ótico da marca Zeiss (Figura V.14 b)), tendo estas sido depois tratadas e medidas com recurso ao *software* AxionVision LE.

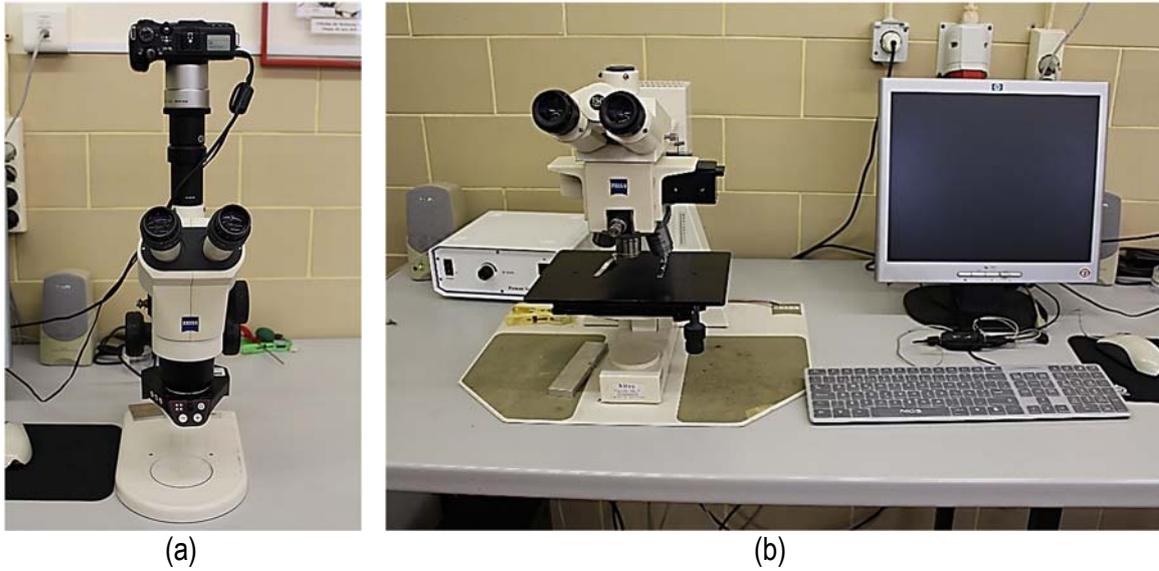


Figura V.14 - Lupa Zeiss (a) e microscópio ótico Zeiss (b) usado para obtenção das imagens das ferramentas e das aparas.

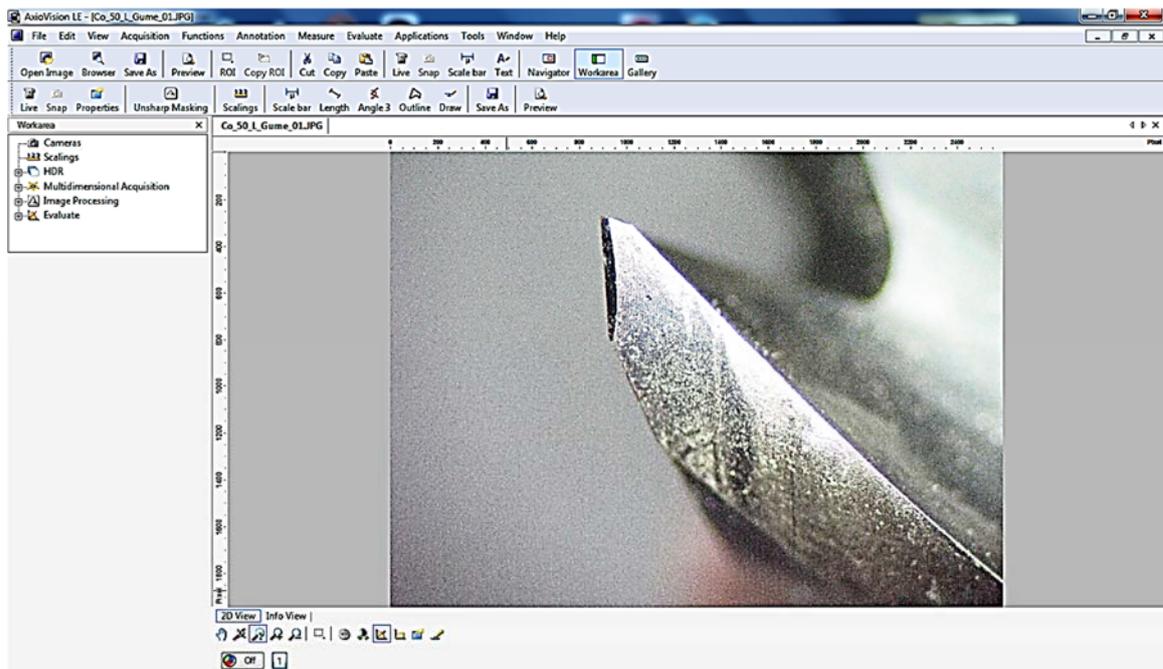


Figura V.15 - Software AxionVision LE usado para medição do desgaste das ferramentas e medição das aparas.

V.4 - SELEÇÃO DAS FERRAMENTAS DE CORTE

O tipo de fresa, a geometria do seu centro, as dimensões da fresa, a velocidade de corte máxima, a rigidez no corte, o número de arestas de corte, o material da peça, o acabamento desejado e a potência da máquina constituem os principais critérios a considerar na seleção da fresa. Outros fatores a considerar na seleção de uma fresa são o tipo de material desta, o tipo de revestimento (TiAlN, AlCron, CrN, diamante), o ângulo de hélice, o raio de canto, a altura da navalha de corte e a geometria da aresta de corte, nomeadamente o ângulo de gume β , o ângulo de ataque γ e o ângulo de saída α . Estes ângulos estão representados esquematicamente na Figura V.17.

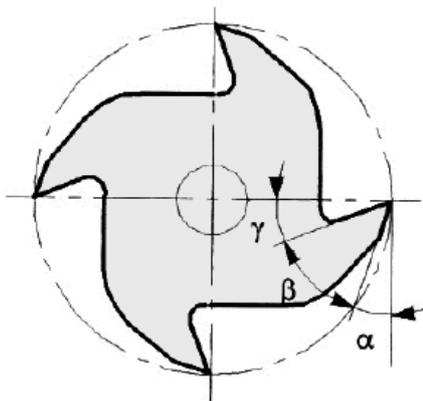


Figura V.16 - Representação esquemática da geometria da aresta de corte (Relvas, 2002).

As ferramentas utilizadas nos ensaios experimentais, em todos eles e para ambos os materiais, as ferramentas de corte usadas foram da marca Sandvik Coromant tipo CoroMill® Plura. Todas as ferramentas foram escolhidas em função do material a maquinar sendo de carboneto de tungstênio (metal duro) com um tamanho do grão do metal duro médio/grosso e com revestimento de (Ti,Al)N, sendo obito por PVD. Na Tabela V.4 apresentam-se as especificações das ferramentas utilizadas na maquinagem da prótese em alumínio e das utilizadas no estudo da maquinabilidade das ligas de titânio e cromo-cobalto.

Tabela V.4 - Especificações das ferramentas utilizadas nos procedimentos experimentais.

N.º Fresa	Material a Maquinar	Referência	Diâmetro [mm]	N.º Gumes de Corte	Ângulo da Hélice	Ângulo de ataque γ	Ângulo de saída α
1	Alumínio	1P330-1200-XA 1620	12	3	45°	10,5°	13,5°
2	Alumínio	R216.42-06030-AQ09G	6	2	30°	5,5°	14°
3	Alumínio	R216.42-03030-AQ05G	3	2	30°	5,5°	20°
4	Titânio e Crômio-Cobalto	1P330-0800-XA 1620	8	3	45°	10,5°	13,5°

(Fonte: Catálogo de ferramentas da Sanvik®)

No que diz respeito às fresas, importa referir que as fresas n.º 1 e 4 são de topo plano, enquanto que as restantes são de ponta esférica. As fresas n.º 1, 2 e 3 foram usadas na otimização das estratégias de maquinagem da prótese femoral, enquanto que a fresa n.º 4 foi usada no estudo da maquinabilidade da liga de Titânio e Crômio-Cobalto. Na Figura V.17 apresenta-se a ferramenta utilizada nos testes de maquinabilidade das ligas de titânio e crômio-cobalto, que tal como é possível observar, é formada por 3 gumes com diferente comprimento. Esta diferenciação nos gumes de corte é principalmente vantajosa quando se necessita de efetuar movimento de corte na direção do eixo de revolução, como são os casos das estratégias de corte em mergulho (plunging), entrada em rampa ou helicoidal.

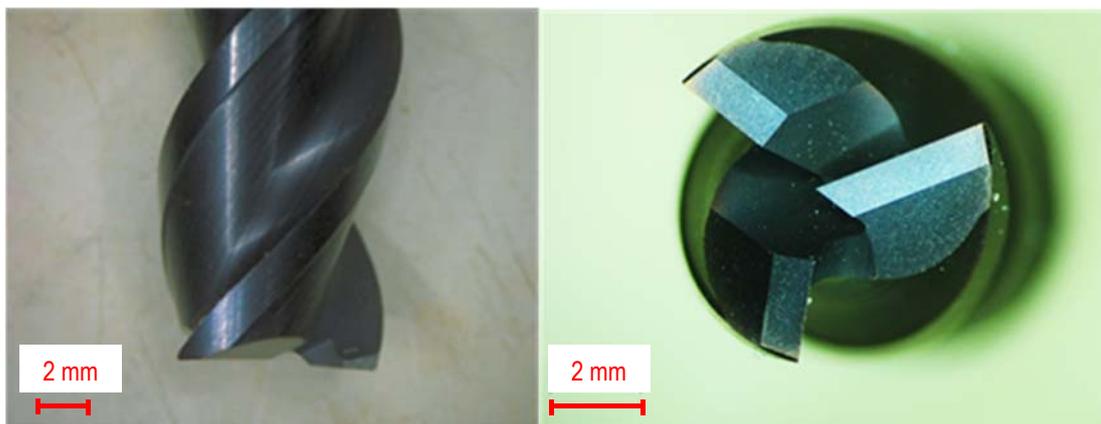


Figura V.17 - Imagem da ferramenta de corte utilizada no estudo da maquinabilidade das ligas de Titânio e Crômio-Cobalto.

V.5 - DETERMINAÇÃO DOS PARÂMETROS DE CORTE

Os parâmetros de corte constituem outro aspeto importante a ter em conta na maquinagem, nomeadamente a rotação da árvore da máquina (*spindle speed*), a velocidade de avanço da ferramenta no plano XY (*feed rate*) e a velocidade de avanço da ferramenta no eixo Z (*plunge rate*). Estes parâmetros de corte foram determinados recorrendo às seguintes expressões (Oberger, et al., 2000):

$$N = \frac{1000 \times V_c}{\pi \times D_c} \quad (V.2)$$

$$V_f = z \times N \times f_z \quad (V.3)$$

$$P = 0,5 \times V_f \quad (V.4)$$

em que:

N → Velocidade de rotação da árvore [rpm];

V_c → Velocidade de corte do material [m/min];

D_c → Diâmetro de corte efetivo da ferramenta [mm];

z → Número de gumes de corte da ferramenta;

f_z → Avanço por dente [mm/dente]

V_f → Velocidade de avanço da ferramenta no plano XY [mm/min]

P → Velocidade de avanço da ferramenta no eixo Z [mm/min]

Relativamente à otimização das estratégias de maquinagem da prótese femoral com os programas informáticos MasterCAM® e PowerMILL®, e devido à rotação da árvore estar limitada a 6000 rpm, houve necessidade de ajustar alguns dos parâmetros para a maquinagem da prótese femoral conforme se realça na Tabela V.5. A velocidade de corte e o avanço por dente adotados foram obtidos a partir da consulta da tabela fornecida pelo fabricante de ferramentas, considerando os materiais que se pretendiam cortar.

Tabela V.5 - Ferramentas e respectivos parâmetros de corte para maquinagem da prótese femoral em liga de alumínio.

Tipo de ferramenta e Diâmetro [mm]	Velocidade de corte [m/min]	Avanço por dente [mm/dente]	Velocidade de rotação [rpm]	Velocidade de avanço XY [mm/mim]	Velocidade de avanço Z [mm/mim]
Fresa topo plano 12	120	0,1	3185	955	477
Fresa topo esférica 6	120 (94)*	0,1	6369 (5984)*	1274 (1197)*	637 (599)*
Fresa topo esférica 3	120 (56.5)*	0,1	12732 (5997)*	2546 (1200)*	1273 (600)*

* Valores usados devido à limitação da fresadora (6000 RPM)

Para o estudo da maquinabilidade das ligas de Titânio e Crômio-Cobalto, os parâmetros de corte usados são apresentados na Tabela V.6. O procedimento adotado garantiu que a espessura média da apra era sempre igual. Durante a aquisição das forças de corte (F_x , F_y e F_z) e do momento (M_z), para cada velocidade de corte foi utilizada uma nova ferramenta.

Tabela V.6 - Parâmetros de corte estabelecidos para o estudo da maquinabilidade das ligas de Titânio e Crômio-Cobalto.

Material	Ti-6Al-4V				Co-28Cr-6Mo			
	1	2	3	4	5	6	7	8
Teste experimental nº.								
Velocidade de corte [m/min]	50	65	80	100	50	65	80	100
Profundidade de corte [mm]			1				1	
Avanço por dente [mm/dente]			0,02				0,02	
Diâmetro da Fresa [mm]			8				8	
Número de gumes de corte			3				3	
Largura de corte [mm]			6				6	

Para os parâmetros anteriores é possível determinar alguns dados técnicos importantes em termos de avaliação do processo de maquinagem, tais como a taxa de remoção de material, a potência de corte e o binário. Estes parâmetros foram determinados recorrendo às seguintes expressões (Sandvik, 2010):

$$Q = \frac{a_p \times a_e \times V_f}{1000} \quad (V.5)$$

$$P_c = \frac{a_p \times a_e \times V_f \times k_c}{60 \times 10^6} \quad (V.6)$$

$$M_c = \frac{P_c \times 30 \times 10^3}{\pi \times N} \quad (V.7)$$

$$k_c = k_{c1} \times h_m^{-m_c} \times \left(1 - \frac{\gamma_0}{100}\right) \quad (V.8)$$

em que:

Q → Taxa de remoção do material [cm³/min];

a_p → Profundidade de corte axial [mm];

a_e → Profundidade de corte radial [mm];

V_f → Velocidade de avanço da ferramenta no plano XY [mm/min];

P_c → Potência líquida de corte [kW];

k_c → Pressão específica de corte [N/mm²];

M_c → Binário líquido de corte [N.m];

k_{c1} → Força específica de corte do material para uma avara de 1mm de espessura média [N/mm²]

h_m → Espessura média das aparas [mm];

m_c → aumento da pressão específica de corte em função do aumento da espessura da avara [];

γ₀ → Angulo de saída das aparas [graus];

Na Tabela V.7 apresentam-se os valores calculados com base nas expressões apresentadas, sendo possível verificar que a espessura da avara foi sempre de 0,02 mm, mesmo com o aumento da velocidade de corte, condição imposta para determinar as forças de corte, de modo a garantir a mesma espessura de avara, independente da velocidade de corte e avanço. A espessura média da avara para a ferramenta em causa, pode ser traduzida pela seguinte expressão (Sandvik, 2010):

$$h_m = f_z \quad (V.9)$$

em que:

h_m → Espessura média da avara [mm];

f_z → Avanço por dente [mm/dente]

Tabela V.7 - Parâmetros de saída no estudo maquinabilidade das ligas de titânio e cromo-cobalto.

Material	Ti-6Al-4V				Co-28Cr-6Mo			
	1	2	3	4	5	6	7	8
Teste experimental nº.								
Rotação da Fresa [RPM]	1990	2588	3185	3981	1990	2588	3185	3981
Velocidade de Avanço [mm/min]	119	155	191	239	119	155	191	239
Taxa de remoção de material [cm ³ /min]	0,717	0,932	1,146	1,433	0,717	0,932	1,146	1,433
Tempo de maquinagem para as 5 passagens [min]	≅12,92	≅9,92	≅8,08	≅6,47	≅12,92	≅9,92	≅8,08	≅6,47
Volume removido [cm ³]		≅9,26				≅9,26		
Espessura média da aparta (h _m) [mm]		0,02				0,02		
K _{c1}		1400				3100		
m _c		-0,23				-0,23		
Pressão específica de corte (K _c) [N/mm ²]		3442,6				8246,4		
Potência de maquinagem (kW)	0,041	0,053	0,066	0,082	0,098	0,128	0,158	0,197
Binário de maquinagem (N.m)		0,197				0,472		

V.6 - SELEÇÃO DOS *SOFTWARES* DE CAM E ESTRATÉGIAS DE MAQUINAGEM

Entre os diversos *softwares* de Fabrico Assistido por Computador (programas CAM) comerciais que existem no mercado foram escolhidos dois para se proceder a uma comparação, tendo a escolha recaído no MasterCAM® e o PowerMILL®. O primeiro *software* foi escolhido devido ao “*know-how*” adquirido pelo autor na lecionação de Unidades Curriculares no Curso de Engenharia Mecânica do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, à vasta gama de recursos de maquinagem de que dispõe. A Figura V.18 ilustra o ambiente de trabalho do *software* MasterCAM® (CNC Software Inc., USA), sendo que todo o ambiente de trabalho pode ser configurado para cada utilizador.

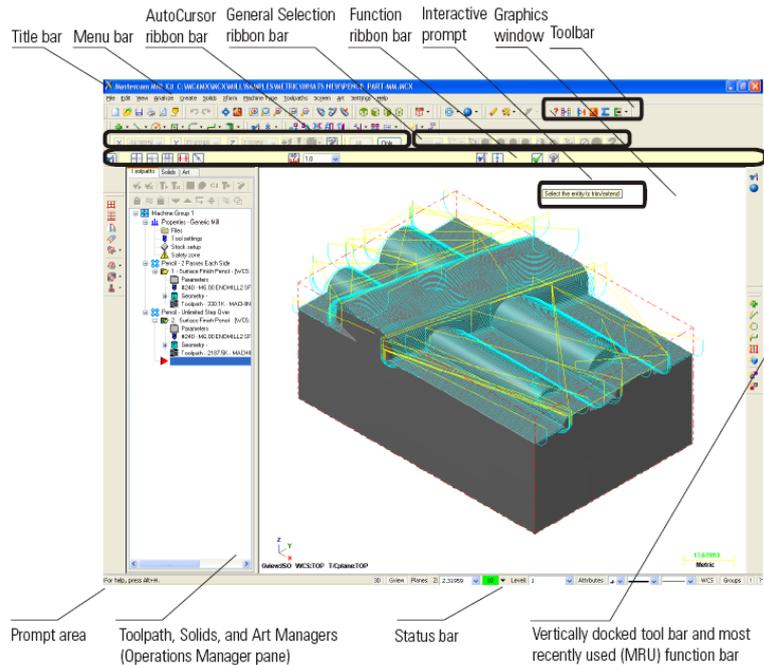


Figura V.18 - Síntese dos elementos de interface do *software* MasterCAM®.

Por sua vez o PowerMILL® foi escolhido pela sua ampla utilização pois trata-se de uma aplicação igualmente líder na área e também pelo facto de o mesmo ser usado no Curso de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro. A Figura V.19 mostra o ambiente de trabalho do *software* PowerMILL® (Delcam, UK).

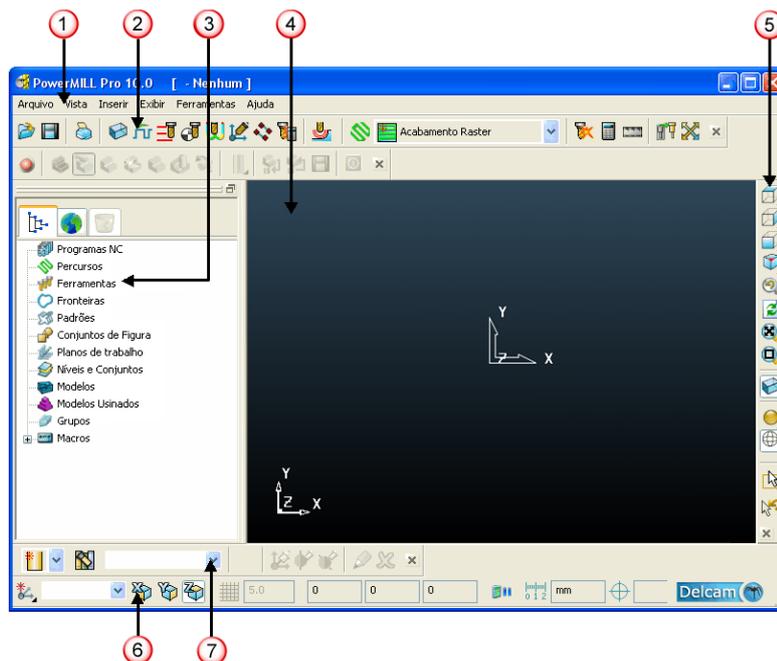


Figura V.19 - Síntese dos elementos de interface do *software* PowerMILL® (1 - Barra de menus, 2 - Barra de ferramentas, 3 - Explorer, 4 - Área gráfica, 5 - Barra de ferramentas de vista, 6 - Barra de ferramentas de Informação e Status e 7 - Barra de ferramentas).

Considerando que o presente trabalho irá ser feito recorrendo a um centro de maquinagem de 3 eixos, somente se expõe, e de forma resumida, os ciclos que o MasterCAM® disponibilizados para essa opção. De uma forma genérica, os ciclos do MasterCAM® podem ser divididos da seguinte forma:

1. Ciclos para trabalhar a 2D:
 - Standard (contorno, furação, caixas, facejamento e gravação) - estes ciclos apresentam a particularidade de a largura de corte ser sempre constante;
 - 2D High Speed - nestes ciclos a largura de corte é variável e adapta-se à geometria da peça, reduzindo os tempos de trabalho em vazio;
2. Ciclos para trabalhar a 3D:
 - Surface Rough e Surface Finish – estes ciclos de maquinagem pressupõem a maquinagem de uma superfície através de contornos 3D em que o material é removido através de uma série de cortes. Normalmente esta maquinagem diferencia-se em dois tipos de operações: operações de desbaste e operações de acabamento. O objetivo do desbaste é remover o máximo de material no menor tempo possível, podendo em alguns casos ser necessário efetuar duas ou três operações. No caso da operação de acabamento o objetivo é a obtenção da superfície final da peça lisa e polida dentro da tolerância dimensional, sendo frequente recorrer a múltiplos ciclos de acabamento para obter uma geometria muito próxima do modelo teórico representado na geometria CAD.
 - Surface High Speed - estes ciclos têm como ponto de partida a criação de trajetórias de alta velocidade na maquinagem de superfícies. Inicialmente tem de se escolher o tipo de operação que se pretende, desbaste (Roughing) ou acabamento (Finishing), para depois se selecionar a estratégia de corte.

As trajetórias de alta velocidade constituem um conjunto de estratégias de maquinagem que são especialmente concebidas para produzir deslocamentos mais suaves e mais eficientes da ferramenta, quando se trabalha com elevados valores para a velocidade de corte avanço da ferramenta. O *software* MasterCAM® utiliza para este efeito duas técnicas principais. Cada passagem de corte pode ser configurada com técnicas avançadas de suavização para reduzir o impacto dos cantos, dos ângulos agudos e de outras discontinuidades, de modo a manter uma carga constante sobre a

ferramenta. O tipo de trajetórias de desbaste e de acabamento disponíveis na versão MasterCAM® X5 e para a opção Surface High Speed Toolpath são as que se apresentam na Tabela V.8.

Tabela V.8 - Trajetórias disponíveis na versão MasterCAM® X5 para a opção Surface High Speed.

Roughing (Desbaste)	Finishing (Acabamento)
Core Roughing	Waterline
Area Clearance	Scallop
Rest Roughing	Horizontal Area
OptiRough	Raster
	Pencil
	Spiral
	Radial
	Hybrid

A metodologia de trabalho do *software* PowerMILL® no que diz respeito aos ciclos de maquinagem é um pouco diferente do *software* MasterCAM®, mas apoia-se nos mesmos pressupostos e podem ser divididos da seguinte forma:

1. Ciclos para trabalhar a 2D;
2. Ciclos para trabalhar a 3D;
3. Ciclos de acabamento;

Algumas das trajetórias mais relevantes de desbaste e de acabamento disponíveis na versão PowerMILL® 10 para a maquinagem de elementos 3D são as que se apresentam na Tabela V.9.

Outro aspeto que é necessário ter em conta quando se geram percursos de maquinagem é a tolerância desejável em termos de cálculo de trajetória da ferramenta relativamente ao modelo geométrico. Assim, quando se definem os percursos de maquinagem deve-se definir qual a tolerância admissível que o *software* utiliza para calcular as trajetórias da ferramenta, de modo a evitar o

aparecimento de desvios dimensionais na superfície maquinada além dos valores admissíveis. O valor da tolerância não deve ser demasiado pequeno nem demasiado grande nos ciclos. Se por um lado o recurso a tolerâncias de maquinagem maiores induzem o aparecimento de erros geométricos grandes, o recurso a tolerâncias de maquinagem bastante pequenas implicam tempos de maquinagem bastante grandes, sendo por isso importante definir o valor da tolerância de maquinagem que encontre um compromisso entre o erro geométrico aceitável e o tempo de maquinagem. No que diz respeito aos ciclos de desbaste foi considerada uma tolerância de ± 0.1 mm, e para os ciclos de acabamento esse valor foi de ± 0.025 mm. No caso do MasterCAM® a tolerância para gerar as trajetórias pode ser definida por dois fatores conforme se mostra a Figura V.20.

Tabela V.9 - Trajetórias disponíveis na versão PowerMILL® 10 para a maquinagem de elementos 3D.

Desbaste	Acabamento
Corner Clearance	3D Offset Finishing
Model Area Clearance	Constant Z Finishing
Model Profile	Corner Finishing, coner multi-pencil Finishing and Corner pencil Finishing
Model Rest Area Clearance	Embedded Pattern Finishing
Model Rest Profile	Offset Flat Finishing
Plunge Milling	Optimized Constant Z Finishing
Slice Area Clearance	Parametric Offset Finishing
Slice Profile	Pattern Finishing
	Profile Finishing
	Radial Finishing
	Raster Flat Finishing and Raster Finishing
	Spiral Finishing
	Steep and Shallow Finishing
	Surface Finishing

A tolerância total de maquinagem é composta por duas componentes, a tolerância de corte e a tolerância da ciclo, sendo possível dizer onde se pretende mais tolerância de cálculo, aquando da geração dos ciclos de maquinagem.



Figura V.20 - Tolerância de geração das trajetórias, para as operações de acabamento (MasterCAM®).

No PowerMILL® a tolerância de geração das trajetórias é feita de uma forma semelhante mas global e mais abrangente, conforme se ilustra na Figura V.21.

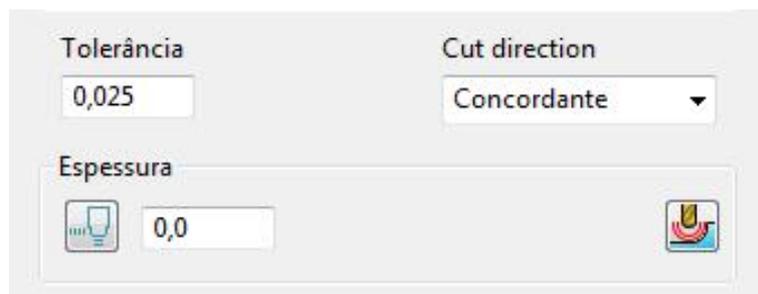


Figura V.21 - Tolerância de geração das trajetórias, para as operações de acabamento (PowerMILL®).

V.7 - CARACTERIZAÇÃO DO PROCESSO DE FABRICO POR MAQUINAGEM DO COMPONENTE FEMORAL

Como já foi referido anteriormente, o modelo de estudo foi um modelo geométrico tridimensional de uma prótese femoral que foi modelada no *software* Solidwork®.(Dassault Systèmes SolidWorks Corp, USA). Para se proceder à criação dos ciclos de maquinagem foi necessário proceder à importação

do referido modelo geométrico para os *softwares* CAM. Depois disso, e antes de se proceder à programação de qualquer tipo de estratégia de maquinagem foi necessário proceder a uma análise de como se pode maquinar a peça ou seja, quantos apertos terão de ser feitos até se obter a peça final, como se pode fixar a peça, onde se podem localizar os diferentes zero peça, etc. Foi necessário definir a forma de fixar o bloco de material e o número de apertos necessários para a execução do modelo da prótese femoral no centro de maquinagem vertical de 3 eixos utilizado.

V.7.1 - SISTEMA DE FIXAÇÃO E POSICIONAMENTO DO MODELO

O fabrico da prótese objeto de estudo neste trabalho foi planeada para ser executado em duas etapas distintas de maquinagem, correspondendo cada uma delas a um diferente posicionamento do bloco na mesa do centro de maquinagem a 3 eixos. Para tal, houve necessidade de se projetar e maquinar o suporte apresentado anteriormente (Figura V.7) que garantisse o posicionamento do bloco de material independente do aperto que se está a efetuar. Refira-se que de modo a garantir que o bloco a maquinar fosse sempre colocado numa posição bem definida, com coordenadas perfeitamente identificadas, foram utilizadas 4 cavilhas retificadas ($\phi 8$ H7) de ligação do bloco ao suporte. Adicionalmente, o bloco foi fixo nas extremidades com 2 parafusos, conforme está exemplificado na Figura V.22.

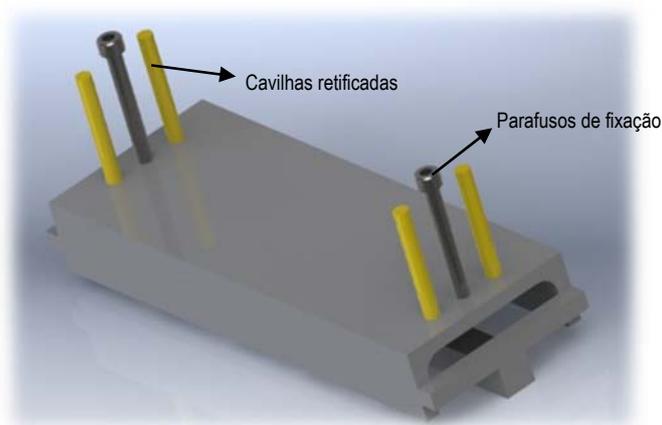


Figura V.22 - Suporte utilizado com as guias de posicionamento (cavilhas retificadas) e parafusos de aperto do bloco de material à base.

Em virtude da prótese femoral ter de ser maquinada em duas etapas distintas (2 apertos), houve necessidade de solucionar dois problemas relacionados com a geometria da prótese femoral e que normalmente acontecem quando se tem de fazer mais do que um aperto para se obter a peça pretendida. Um dos primeiros problemas que podem surgir com o posicionamento do elemento a maquinar diz respeito à possibilidade de existirem zonas com ângulos negativos de maquinagem. Isto é, regiões que a ferramenta não consegue maquinar devido ao desalinhamento das superfícies com o eixo Z. Para resolver este problema houve necessidade de garantir que o plano do colar da prótese estava paralelo ao eixo Z, visto tratar-se de uma prótese anatômica de colar inclinado. Posicionada a peça, a primeira etapa (ou primeiro aperto) consistiu na maquinagem da parte superior da prótese sendo esta posicionada conforme ilustra a Figura V.23. Quanto ao outro problema e por forma a maquinar a peça nos referidos dois apertos houve também a necessidade de definir uma superfície geométrica a meio da peça (Figura V.23), sendo este plano usado para definir a altura máxima de maquinagem em cada aperto.

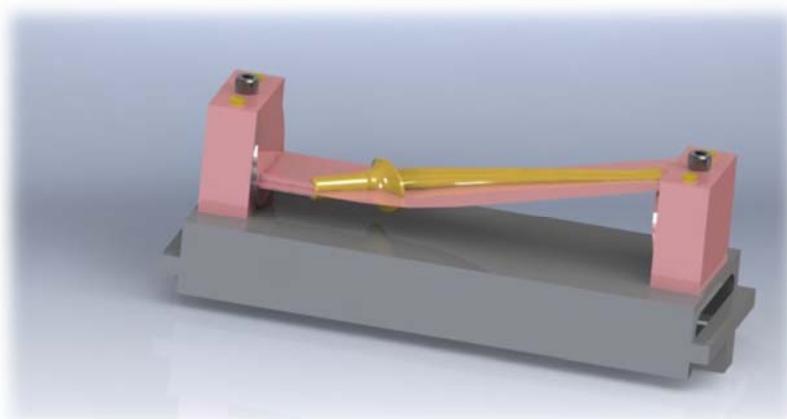


Figura V.23 - Posicionamento da prótese para a primeira etapa de maquinagem e superfície que define a altura máxima de maquinagem.

Na Figura V.24, é possível verificar que foram ainda definidos mais duas superfícies de maquinagem, sendo estes paralelos à superfície média da peça e distanciadas de 3.1 mm. Estas superfícies criadas serviram para definir as alturas máximas de maquinagem para cada um dos referidos apertos e tiveram em consideração a dimensão da ferramenta utilizada.

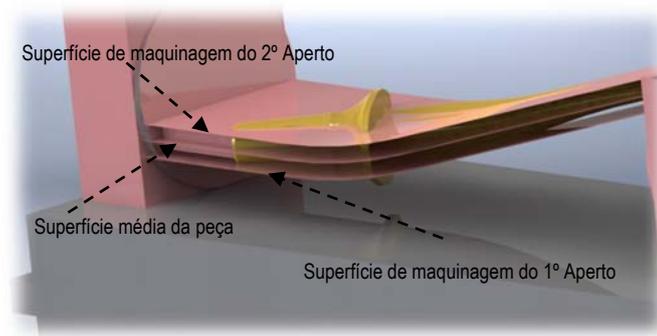


Figura V.24 - Superfície média da peça e superfícies para a maquinagem do primeiro aperto e do segundo aperto.

Outro aspeto importante a ter em conta nas estratégias de maquinagem devido ao facto de a peça ter necessidade de dois apertos e serem adotadas operações de desbaste, semi-acabamento e acabamento em ambos os apertos, é a sequência de operações e de apertos a realizar. Na eventualidade de selecionar uma sequência de operações que implique a ausência de material de suporte na zona central da prótese, poderá ser promovido o aparecimento de vibrações e outros efeitos indesejáveis. Para que tal não aconteça, a sequência de maquinagem adotada baseou-se na realização de todas as operações no 1º aperto e posterior maquinagem de todas as operações no 2º aperto. Antes de realizar as operações de desbaste, semi-acabamento e acabamento respeitantes ao segundo aperto, foi depositado sobre as superfícies maquinadas do primeiro aperto, espuma de poliuretano. Desta forma foi aumentada a rigidez do bloco, atenuando o efeito das vibrações induzidas durante a maquinagem. De uma forma resumida, a sequência dos apertos foi a seguinte para o primeiro aperto e depois para o segundo aperto:

- Realização da operação de desbaste, mantendo 0.5 mm de sobre-espessura para a operação de semi-acabamento;
- Realização da operação de semi-acabamento, mantendo 0.2 mm de sobre-espessura para as operações de acabamento;
- Realização das operações de acabamento em todas as superfícies da prótese, para a cota final.

Finalizada a definição dos detalhes de preparação mencionados e alterações do modelo geométrico CAD, o modelo geométrico está em condições de ser transferido para os *softwares* de CAM, onde se procede à geração das trajetórias de maquinação, por forma a se obter a peça final.

V.7.2 - PREPARAÇÃO DO BLOCO INICIAL

Antes de se realizar a fixação do bloco de material ao suporte de fixação, foi necessário proceder à sua preparação. O material em bruto disponha das seguintes dimensões 270 x 60 x 60 mm (comprimento x altura x largura) sendo necessário realizar seis operações de furação. Das seis operações de furação (Figura V.25), quatro foram referentes à obtenção dos furos $\phi 8H7$, destinados à montagem das cavilhas de guiamento, tendo sido realizadas operações de furação e posterior mandrilagem. Os dois furos (centrais) foram executados com $\phi 8,25$ mm para se proceder à colocação de parafusos M8, que serviram para garantir o aperto do bloco de material ao suporte.

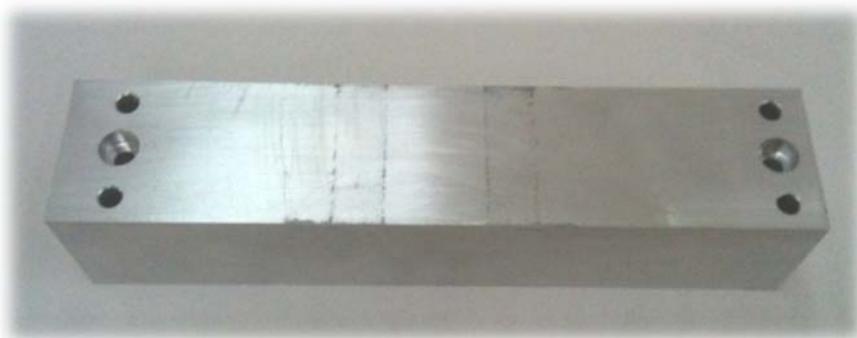


Figura V.25 - Bloco de material inicial utilizado na maquinação após furação e mandrilagem.

Na Figura V.26, apresenta o bloco de alumínio posicionado no suporte maquinação para o efeito e apresenta-se o apalpador usado para determinação do zero peça.

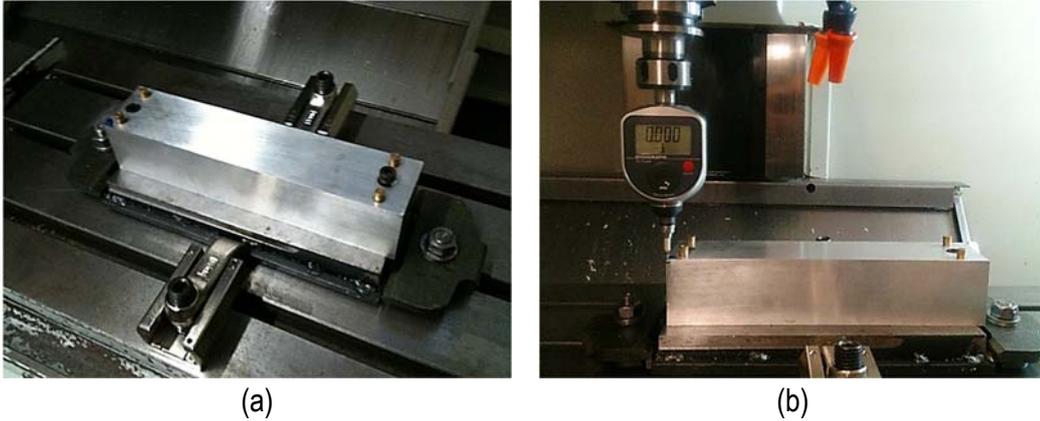


Figura V.26 - Sistemas de aperto do suporte à mesa do centro de maquinagem e do bloco de alumínio ao suporte (a) e apalpador a determinar o zero peça (b).

V.7.3 - SELEÇÃO DAS ESTRATÉGIAS DE MAQUINAGEM

Relativamente aos ciclos de maquinagem a metodologia adotada consistiu em escolher os ciclos mais apropriados para execução a peça, tendo em conta as características dimensionais e geométricas da peça. Os principais desafios que são apresentados nesta geometria em particular dizem respeito à forma de manter segura a prótese ao bloco de material no final da maquinagem (pois a prótese no final da haste apresenta um diâmetro de 3 mm na zona 4) e a maquinagem da gola da haste (zona 2), conforme é possível observar na Figura V.27.

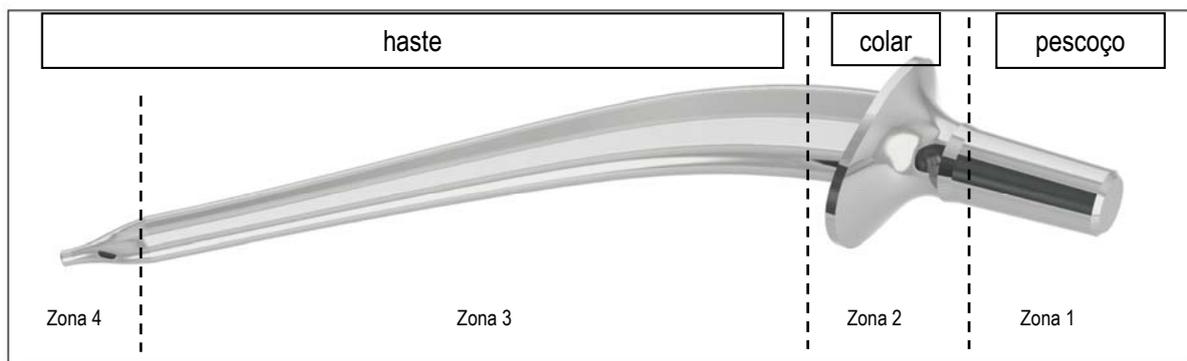


Figura V.27 - Identificação das diferentes zonas de maquinagem da prótese em estudo.

Se analisarmos em detalhe a geometria dessas partes a zona do colar da prótese não apresenta uma geometria complexa, ou seja difícil de maquinar, mas apresenta transições bastante abruptas, o que em termos de trajetórias de maquinagem levanta sérios problemas devido ao facto de não existirem estratégias que se adaptem facilmente a esse tipo de variação de secção. Quanto às outras duas outras zonas da prótese, a haste (zona 3) e o cone (zona 1), estas não apresentam grandes dificuldades em termos da escolha dos ciclos de maquinagem mais apropriados tendo em consideração que são geometrias suaves. A única preocupação a ter em conta aquando da escolha das estratégias de maquinagem para estas zonas, prende-se com o facto dos movimentos da ferramenta deverem ser realizados preferencialmente ao longo da geometria, devido aos seguintes fatores:

- No caso da haste, ela será introduzida dentro do osso do paciente sendo que a existirem estrias da maquinagem, estas devem ser no sentido longitudinal da prótese;
- Quanto ao pescoço da prótese a sua geometria tem de permitir um melhor acoplamento ao copo da cabeça. Assim, o sentido de maquinagem mais uma vez deverá ser no sentido longitudinal da peça por forma a minimizar os possíveis erros geométricos do cone.

Relativamente às estratégias de maquinagem propriamente ditas, e pelo facto da prótese femoral apresentar uma morfologia algo simétrica relativamente ao seu plano médio, os ciclos que se adotaram para o primeiro aperto foram os mesmos usados no segundo aperto. Devido a esse facto, de seguida, serão apresentados os ciclos de maquinagem escolhidos para as operações de desbaste, semi-acabamento e acabamento para o 1º Aperto e para o 2º Aperto. Importa no entanto lembrar que o 2º Aperto apenas será executado depois das operações de desbaste, semi-acabamento e acabamento do 1º Aperto terem sido finalizadas.

V.7.3.1 - MAQUINAGEM DE DESBASTE

A operação de desbaste do 1º Aperto foi efetuada globalmente sobre toda a geometria da peça (desde a zona 1 até à zona 4) sendo que a altura máxima de maquinagem foi limitada pela superfície de

maquinagem do 1º Aperto. Antes de executar o desbaste do 2º Aperto a peça foi rodada 180 graus, de modo que a superfície que estava assente na mesa de trabalho estivesse agora liberta para a ferramenta executar o corte nesta superfície. No 2º Aperto, a altura máxima de maquinagem foi limitada pela superfície média da peça. Na operação de desbaste do 2º Aperto, não existiu necessidade de limitar a altura máxima de maquinagem à superfície de maquinagem do 2º Aperto, uma vez que todo o material foi anteriormente removido. Na Tabela V.10 apresentam-se os ciclos de desbaste escolhidos para execução prótese femoral.

Tabela V.10 - Ciclos de desbaste adotados de acordo com o programa de CAM utilizado.

	Desbaste	
	MasterCAM®	PowerMILL®
1º Aperto	Area Clearance	Model Area Clearance
2º Aperto	Area Clearance	Model Area Clearance

Analisando a tabela anterior verifica-se que os ciclos de desbaste adotados são designados de “Area Clearance” no MasterCAM® e o “Model Area Clearance” no PowerMILL®. Estas estratégias de maquinagem estão vocacionadas para maquinar cavidades e caixas que devam ser preferencialmente maquinadas do interior para o exterior. É gerado um conjunto de percursos de maquinagem que descrevem a forma das superfícies, sendo os percursos definidos do centro para o exterior, segundo planos com cota Z constante. Outro aspeto importante a ter em conta é o facto destes tipos de ciclos tenderem a maximizar o tempo que a ferramenta está em contacto com o material, diminuindo por isso os movimentos de posicionamento, também designados de tempos de maquinagem em vazio. Na Tabela V.11, são apresentados os restantes parâmetros que foram introduzidos nos referidos ciclos de maquinagem, de acordo com o programa de CAM utilizado.

Tabela V.11 - Restantes parâmetros de maquinagem para as operações de desbaste.

	1º Aperto e 2º Aperto	
	MasterCAM®	PowerMILL®
Diâmetro da fresa [mm]	12 mm	12 mm
Direção de corte	Concordante	Concordante
Profundidade de corte (a_p) [mm]	0,5 mm	0,5 mm
Largura de corte (a_e) [mm]	5 mm	5 mm

Na Figura V.28, as trajetórias de desbaste para o 1º aperto são apresentadas, bem como a simulação tridimensional da maquinação, sendo possível observar o resultado final da peça obtida depois de executar o ciclo de desbaste.

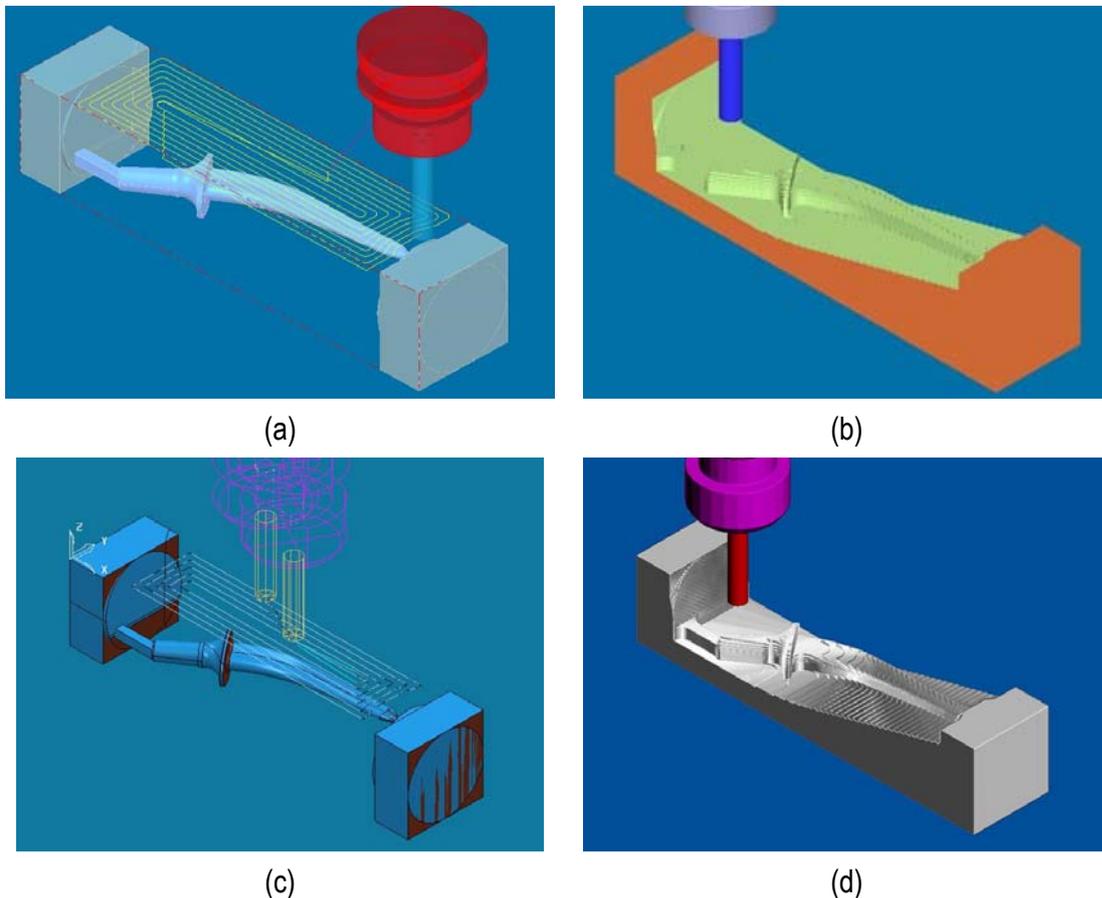


Figura V.28 - Simulação das trajetórias de maquinação relativas ao 1º Aperto: Desbaste em toda a geometria através da estratégia Area Clearance [MasterCAM®] (a); Resultado da remoção da apara depois de executar a estratégia Area Clearance [MasterCAM®] (b); Desbaste em toda a geometria através da estratégia Model Area Clearance [PowerMILL®] (c); Resultado da remoção da apara depois de executar a estratégia Model Area Clearance [PowerMILL®] (d).

Na Figura V.29, mostra o bloco de alumínio durante as operações de corte e o seu resultado depois de concluída a operação de desbaste relativa ao 1º Aperto.

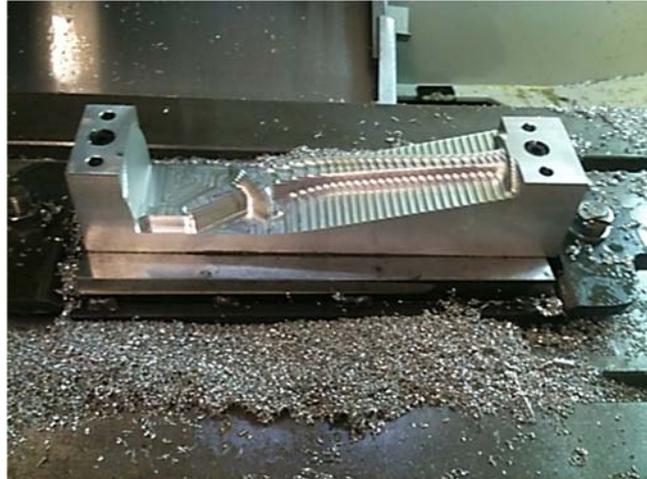


Figura V.29 - Maquinagem da prótese em liga de alumínio depois de terminada a operação de desbaste do 1º aperto.

Conforme foi referido anteriormente, depois de efetuadas as operações de desbaste, semi-acabamento e acabamento no 1º Aperto da prótese, para se proceder à maquinagem relativa ao 2º Aperto, efetuou-se a deposição de espuma de poliuretano na zona da maquinagem do 1º Aperto. A deposição da espuma teve como objetivo a redução de vibrações (Figura V.30).



Figura V.30 - Aspeto final de pois de consolidada a espuma de poliuretano.

A deposição da espuma de poliuretano promove a criação de um suporte temporário ao longo da geometria da peça reduzindo desta forma a possibilidade de ocorrência de vibrações durante o processo de corte. Seguidamente, procedeu-se à remoção da espuma excedente, garantindo-se que o bloco de alumínio e a espuma estavam com as mesmas cotas, com o objetivo de não alterar o posicionamento da prótese no suporte de maquinagem.

Depois de rodar a peça 180 graus segundo a sua maior dimensão, e de terem sido efetuadas as operações de desbaste do 2º Aperto, o bloco de alumínio apresenta a forma apresentada na Figura V.31.

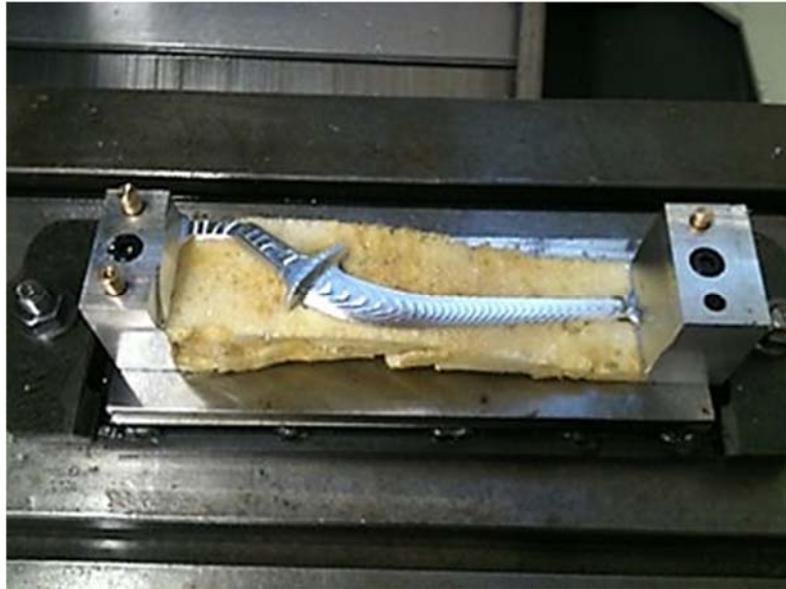


Figura V.31 - Resultado obtido da prótese femoral, depois de efetuar a operação de desbaste relativa ao 2º Aperto.

Durante o processo de maquinagem o tempo de operação de semi-acabamento foi registado para depois se efetuar a comparação com o tempo de maquinagem estimado pelos programas aquando das simulações desta operação. Na Tabela V.12 apresentam-se os valores mencionados.

Tabela V.12 - Tempos reais e simulados para a operação de desbaste.

	Desbaste			
	MasterCAM®		PowerMILL®	
	Simulado	Real	Simulado	Real
1º Aperto	02h 08m 10s	02h 10m 54s	01h 57m 09s	02h 01m 15s
2º Aperto	01h 56m 28s	01h 59m 31s	01h 45m 49s	01h 48m 22s
Total	04h 04m 38s	04h 10m 25s	03h 42m 58s	03h 49m 37s

Analisando a tabela, conclui-se que os tempos de simulados e usados durante a maquinagem são semelhantes no 1ª aperto do que no 2º Aperto e por outro que, não existe grande diferença entre os tempos simulados e os tempos usados durante a maquinagem.

V.7.3.2 - MAQUINAGEM DE SEMI-ACABAMENTO

Depois de finalizada a operação de desbaste do 1º Aperto procedeu-se à operação de semi-acabamento. Na Tabela V.13, apresentam-se os ciclos e na Tabela V.14 os respetivos parâmetros usados para os ciclos de semi-acabamento, de acordo com o *software* utilizado.

Tabela V.13 - Ciclos de semi-acabamento adotados de acordo com o programa de CAM utilizado.

	Semi-Acabamento	
	MasterCAM®	PowerMILL®
1º Aperto	Scallop	3D Offset Contour
2º Aperto	Scallop	3D Offset Contour

Tabela V.14 - Parâmetros de maquinagem utilizados para a operação de semi-acabamento.

	1º Aperto e 2º Aperto	
	MasterCAM®	PowerMILL®
Diâmetro da fresa [mm]	6	6
Direção de corte	Zig-Zag	Zig-Zag
Profundidade de corte (a_p) [mm]	0,2	0,15
Scallop Heigh [x 10^{-3} mm]	1,667	1,876

Nos ciclos adotados para realizar o semi-acabamento da peça foi utilizada uma ferramenta de ponta esférica, ao contrário da que foi usada na operação de desbaste (fresa de topo plano). Os ciclos produzem percursos que asseguram a realização de passagens com distâncias uniformes ao longo da superfície, acompanhando a variação do declive da superfície.

Na Figura V.32, são apresentadas as trajetórias de semi-acabamento para o 1º aperto, bem como a simulação tridimensional da maquinagem, sendo possível observar o resultado final da peça, obtida depois executar o ciclo de desbaste e semi-acabamento.

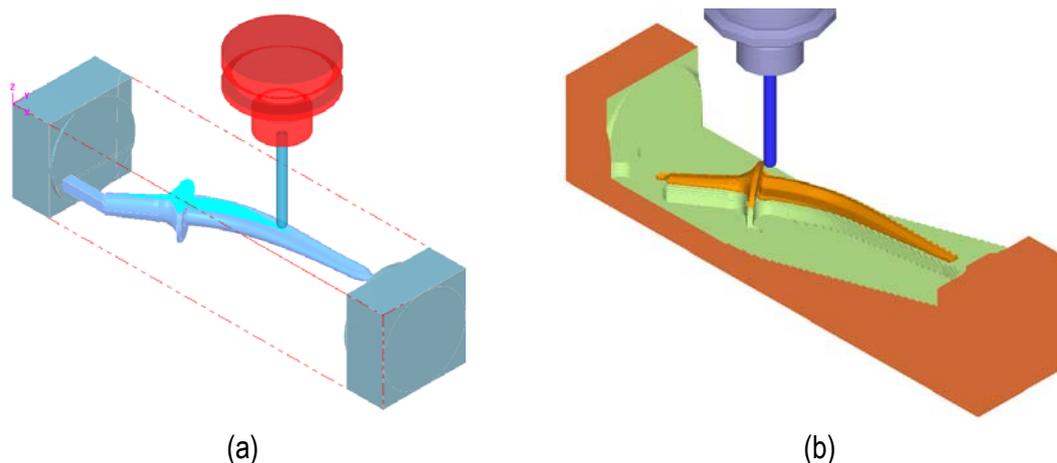


Figura V.32 - Simulação das trajetórias de maquinagem relativas ao 1º Aperto: Pormenor do Semi-Acabamento em toda a geometria com a estratégia Scallop [MasterCAM®] (a); Resultado da remoção da apra após o desbaste e posterior execução da estratégia Scallop [MasterCAM®] (b).

Na Figura V.33, apresenta-se o aspeto do bloco de alumínio depois de concluída a operação de semi-acabamento relativa ao 1º Aperto.



Figura V.33 - Resultado obtido da prótese femoral depois de efetuar a operação de desbaste relativa ao 2º Aperto.

Os tempos de maquinagem da operação de semi-acabamento foram registados, para depois efetuar a comparação com o tempo de maquinagem estimado pelos programas CAM na simulação desta operação, sendo apresentados estes valores na Tabela V.15.

Tabela V.15 - Tempos reais e simulados para a operação de Semi-Acabamento.

Semi-Acabamento				
	MasterCAM®		PowerMILL®	
	Simulado	Real	Simulado	Real
1º Aperto	00h 51m 56s	01h 22m 10s	00h 59m 10s	01h 00m 04s
2º Aperto	00h 50m 07s	01h 19m 31s	00h 54m 36s	00h 55m 01s
Total	01h 42m 03s	02h 41m 41s	01h 53m 46s	01h 55m 05s

Com base na Tabela V.15 conclui-se que para o caso do *software* MasterCAM® existe uma maior discrepância entre o valor simulado e o valor que se registou durante a operação de semi-acabamento (tanto no 1º Aperto como no 2º Aperto). Isso pode ser explicado devido aos algoritmos internos que o software usa para gerar as trajetórias. Relativamente ao *software* PowerMILL® não se registam tão grandes diferenças entre os tempos simulados e os registados durante a operação de semi-acabamento, quer no 1º Aperto, quer no 2º Aperto.

V.7.3.3 - MAQUINAGEM DE ACABAMENTO

Devido à complexidade da geometria da peça, e como já se referiu anteriormente. Para as operações de acabamento, houve necessidade de se proceder à divisão da prótese em zonas (1 até 4), tendo sido o acabamento limitado por zonas. É de referir também que, em cada zona foi necessário realizar mais do que uma operação de acabamento, em primeiro lugar devido à complexidade da geometria e, em segundo lugar, devido às trajetórias mais adequadas não garantirem o acabamento de uma só vez da peça. Na Tabela V.16, são apresentados os ciclos selecionados para as operações de acabamento entre as zonas 1 a 3.

A zona 4 foi a última a ser maquinada em virtude desta geometria apresentar, quando terminada, apenas 2 mm na zona de ligação ao material remanescente do bloco. Esta zona foi maquinada com 2 apertos, necessitando de se efetuar uma operação de semi-acabamento e posterior acabamento.

Tabela V.16 - Ciclos de maquinagem adotados para diferentes zonas da prótese na operação de acabamento.

	Acabamento					
	MasterCAM®			PowerMILL®		
	Zona 1	Zona 2	Zona 3	Zona 1	Zona 2	Zona 3
1º Aperto e 2º Aperto	- Raster - Flowline	- Waterline - Raster	- Flowline - Raster	- Raster finishing - Surface Finishing	- Constant Z Finishing - Raster finishing	- Surface Finishing - Raster finishing

Na Tabela V.17 e Tabela V.18, apresentam-se os ciclos de maquinagem adotados para a maquinagem da Zona 4 da prótese.

Tabela V.17 - Ciclos de maquinagem adotados para o semi-acabamento da zona 4 da prótese.

	Semi-acabamento	
	MasterCAM®	PowerMILL®
	Zona 4	Zona 4
1º Aperto e 2º Aperto	- Raster	- Raster finishing

Tabela V.18 - Ciclos de maquinagem adotados para finalização da zona 4 da prótese.

	Acabamento	
	MasterCAM®	PowerMILL®
	Zona 4	Zona 4
1º Aperto e 2º Aperto	- Flowline	- Surface Finishing

Analisando a Tabela V.16, a Tabela V.17 e a Tabela V.18, verifica-se que os ciclos adotados nas operações de acabamento resumem-se aos designados por “Raster” e “Flowline” no MasterCAM® e os ciclos “Raster Finishing” e “Surface Finishing” no PowerMILL®. Estas estratégias devem ser utilizadas para efetuar um conjunto de percursos paralelos, com passo lateral (stepover) ao longo de uma linha e um ângulo definido (caso dos ciclos “Raster”), sendo que estas estratégias de maquinagem são mais eficientes em superfícies pouco inclinadas ou em superfícies muito íngremes. Quando se pretende maquinar ao longo de uma determinada superfície curva em que as trajetórias de maquinagem devam seguir essa curva, as estratégias “Flowline” e “Surface Finishing” são as mais

indicadas, pois o percurso da ferramenta pode ser selecionado de forma a seguir as curvas da superfície. Na Figura V.34, apresentam-se as simulações tridimensionais de maquinação e determinados pormenores das operações de acabamento, depois de serem efetuadas operações de desbaste e semi-acabamento. Da análise destas figuras, é possível observar o resultado final que se irá obter após executar os ciclos na maquinação.

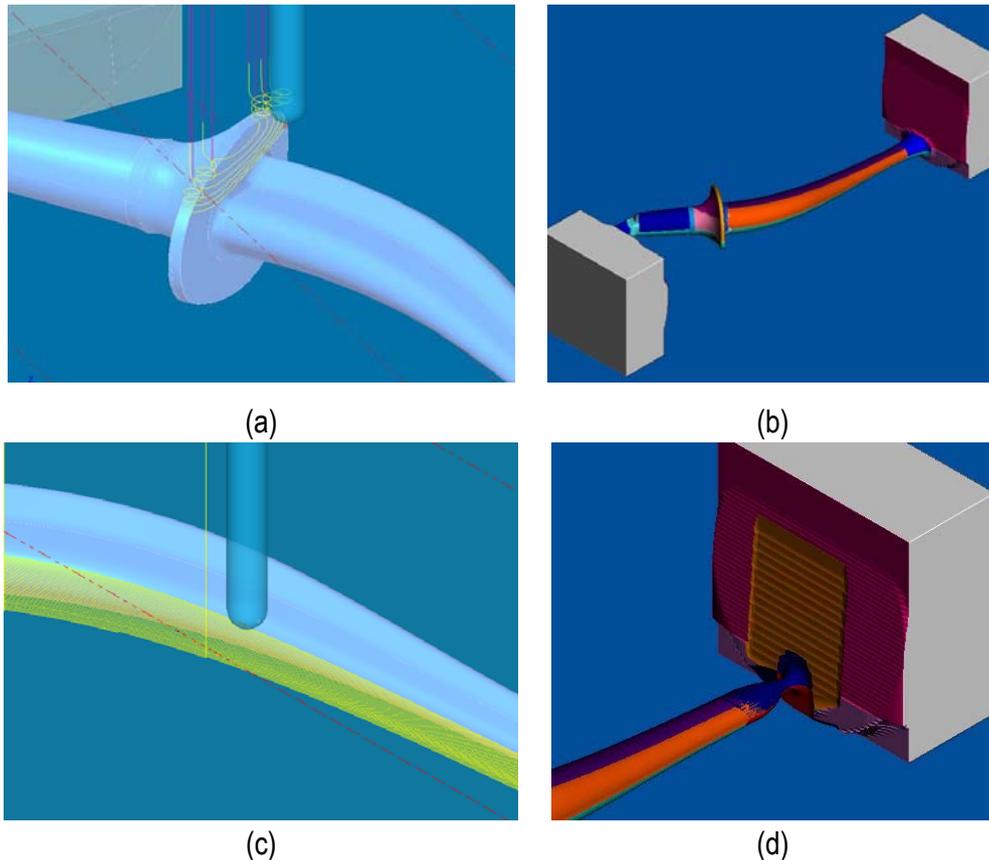


Figura V.34 - Simulação das trajetórias de acabamento: a) Trajetória de acabamento das paredes verticais da zona colar / haste [MasterCAM®], b) Geometria final da prótese antes de maquinar o pino de ligação entre a haste e o bloco inicial [PowerMILL®] c) Trajetória de maquinação do tipo flowline usada na haste [MasterCAM®] e d) Pormenor da ligação entre o pino e o bloco inicial [PowerMILL®]

Na Tabela V.19, encontram-se os parâmetros que foram introduzidos nos referidos ciclos de maquinação.

Tabela V.19 - Restantes parâmetros de maquinagem para as operações de acabamento.

	1º Aperto e 2º Aperto							
	MasterCAM®				PowerMILL®			
	Zona 1	Zona 2	Zona 3	Zona 4	Zona 1	Zona 2	Zona 3	Zona 4
Raster					Raster finishing			
Flowline					Surface Finishing			
Raster					Raster finishing			
Waterline					Constant Z Finishing			
Raster					Raster finishing			
Flowline					Surface Finishing			
Flowline					Surface Finishing			
Raster					Raster finishing			
Raster					Raster finishing			
Flowline					Surface Finishing			
Diâmetro da fresa [mm]	6	6	6	6	6	6	6	6
Direção de corte	Z-Z	Z-Z	Z-Z	Z-Z	Z-Z	Z-Z	Z-Z	Z-Z
Scallop Height [x 10⁻³ mm]	0.938	-	0.938	-	0.938	-	1.876	0.938
Ângulo de maquinagem [Graus]	53	-	53	-	53	-	233.0	90
Profundidade de corte (ap) [mm]	-	-	-	0.6	-	-	0.6	-
Largura de corte (ae) [mm]	0.15	0.15	0.15	-	0.15	0.15	0.15	0.15
Sobre-espessura para acab. [mm]	-	-	-	0.2	-	-	-	0.2
Tol. de maquinagem [mm]	0.025	0.025	0.025	0.025	0.025	0.025	0.025	0.025

*Z-Z – Movimento em Zig-Zag

Na Figura V.35, estão as imagens referentes às operações de acabamento da prótese femoral.

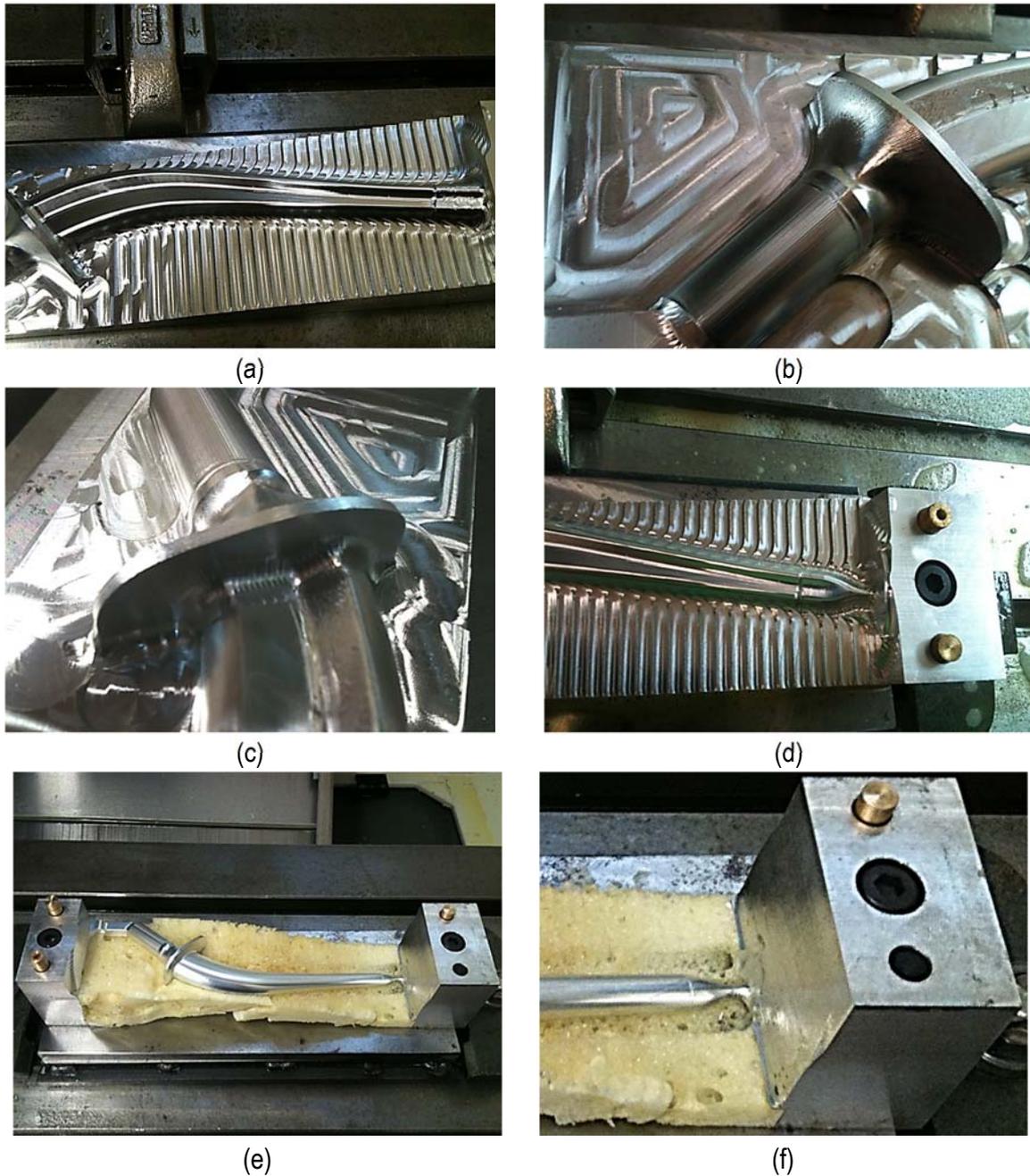


Figura V.35 - Diferentes etapas das operações de acabamento da prótese em alumínio: Resultado final da haste depois de efetuada a operação de acabamento (a); Pormenor do aspeto do pescoço/colar da prótese femoral (b); Pormenor da zona haste/colar (c); maquinagem da ponta da haste (d); Prótese depois de efetuadas todas as operações de acabamento relativas ao 2º Aperto (e); Pormenor da ligação da haste ao bloco remanescente (f).

Mais uma vez, foram registados os tempos reais de maquinagem e os estimados pelos *softwares* durante o processo de acabamento. Na Tabela V.20 esses valores são apresentados para cada zona de maquinagem e cada aperto.

Tabela V.20 - Tempos reais e simulados para as operações de acabamento.

ACABAMENTO					
	MasterCAM®		PowerMILL®		
	Simulado	Real	Simulado	Real	
1º Aperto	Zona 1	00h 07m 30s	00h 10m 11s	00h 06m 45s	00h 07m 31s
	Zona 2	00h 13m 28s	00h 21m 56s	00h 10m 30s	00h 11m 54s
	Zona 3	00h 36m 06s	00h 40m 06s	00h 36m 18s	00h 37m 27s
	Zona 4	00h 05m 05s	00h 08m 21s	00h 05m 46s	00h 06m 41s
	Total	01h 02m 09s	01h 20m 34s	00h 59m 19s	01h 03m 33s
2º Aperto	Zona 1	00h 14m 26s	00h 22m 34s	00h 06m 22s	00h 07m 09s
	Zona 2	00h 07m 37s	00h 11m 25s	00h 10m 15s	00h 12m 09s
	Zona 3	00h 42m 04s	00h 46m 51s	00h 38m 07s	00h 40m 34s
	Zona 4	00h 05m 04s	00h 08m 06s	00h 06m 33s	00h 07m 19s
	Total	01h 09m 11s	01h 28m 56s	01h 01m 17s	01h 07m 11s

Analisando a Tabela V.20, conclui-se que os tempos simulados são sempre inferiores aos tempos obtidos durante a maquinação, independente do *software*. Relativamente ao *software* MasterCAM® existe uma diferença maior entre os tempos simulados e o tempo obtidos durante a maquinação quando comparados com o *software* PowerMILL®. A explicação para esse facto, pode ser devida aos algoritmos internos que o software usa para gerar as trajetórias.

V.7.4 - CONTROLO GEOMÉTRICO E DIMENSIONAL DO MODELO MAQUINADO

Para se proceder à realização do controlo geométrico da prótese femoral maquinada, usou-se um *scanner* laser 3D para aquisição da nuvem de pontos da geometria. Os *scanners* que usam mecanismos óticos (lasers) têm alguns problemas no que diz respeito a reflexos, em peças brilhantes, ou a ausência deles em peças com cores escuras foscas. Uma das técnicas simples utilizadas para minimizar este problema é pintar as superfícies do objeto com uma tinta opaca, preferencialmente de cor branca (Figura V.36).

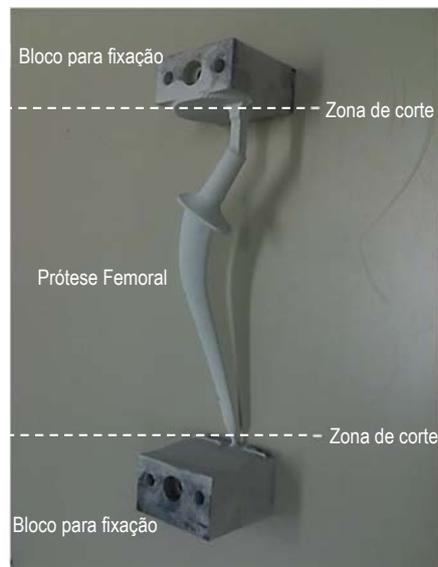


Figura V.36 - Deposição de pó branco na prótese para posterior digitalização.

Para se proceder à digitalização da prótese foram utilizados 6 Planos para adquirir uma nuvem de pontos. Posteriormente os dados foram exportados no formato STL, para posterior tratamento de modo a se poder comparar a geometria CAD original com a geometria da prótese maquinada e digitalizada. A Figura V.37 e Figura V.38 mostram a diferença entre a geometria CAD original e a prótese digitalizada, onde pode ser visto que, as diferenças são insignificantes e os desvios são

sempre inferiores à precisão do *scanner*, que é de 0,2 mm. Essas diferenças acontecem tanto para a prótese maquinada no MasterCAM® como para a maquinada pelo PowerMILL®.

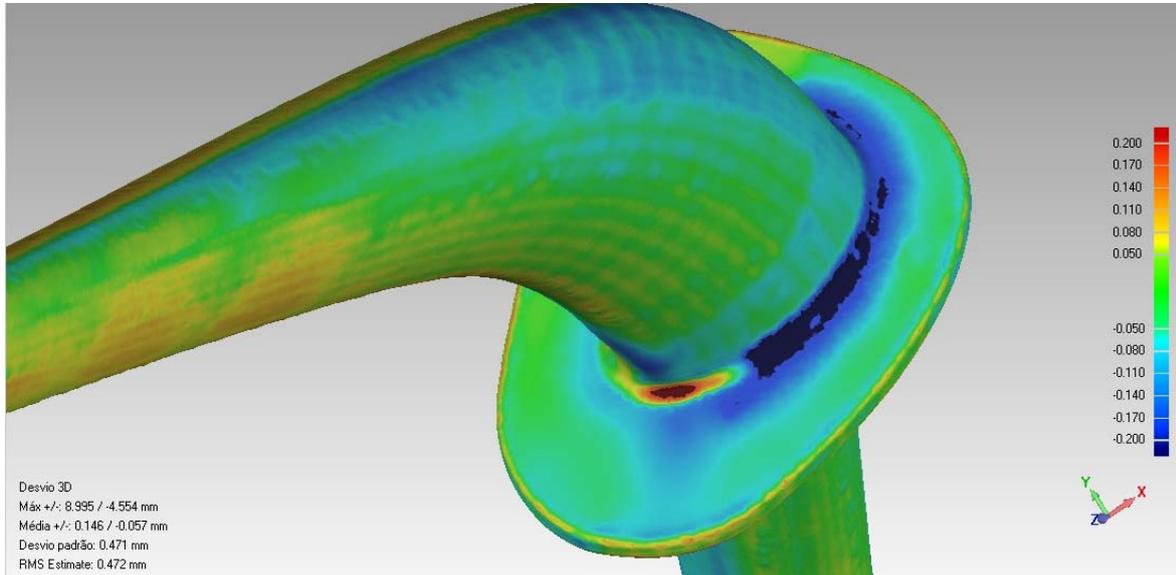


Figura V.37 - Diferença dimensional na zona da haste, entre a geometria CAD original e a prótese digitalizada [Prótese maquinada com o programa MasterCAM®].

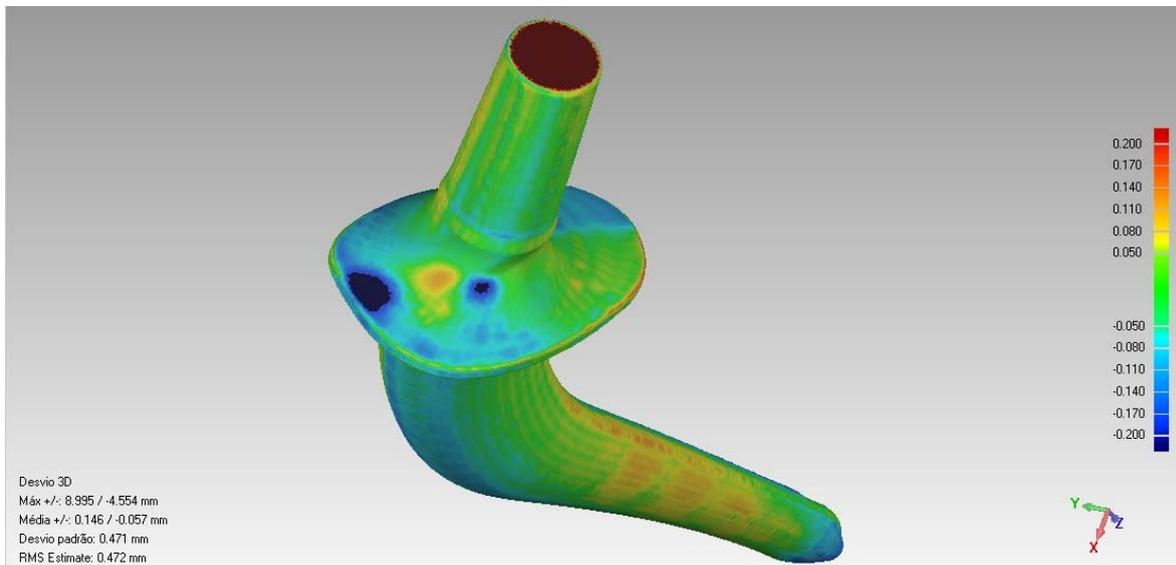


Figura V.38 - Diferença dimensional global entre a geometria CAD original e a prótese digitalizada [Prótese maquinada com o programa PowerMILL®].

Da análise das Figura V.37 Figura V.38 é possível verificar que a quase totalidade da prótese femoral apresentou desvios dimensionais entre $\pm 0,033$ mm, sendo estes muito próximos da tolerância de maquinagem que foi especificada nos *softwares* CAM para geração das trajetórias de maquinagem

($\pm 0,025$ mm). A única zona onde aparecem maiores desvios dimensionais (entre 0,033 mm e 0,1 mm) está situada na região de confluência do colar com a haste e deve-se ao facto do valor do raio de concordância entre as duas zonas ser bastante pequeno, não possibilitando a utilização de uma ferramenta com tal diâmetro. Para além da verificação anteriormente referida também foi possível efetuar a comparação entre o modelo de CAD original e a previsão que a geometria depois de efetuadas as operações de maquinagem. Este tipo de verificação foi feita através do módulo de simulação do MasterCAM® e somente foi feita para o caso da prótese maquinada com este *software*, uma vez que o PowerMILL®, não dispõe de algo semelhante. Importa referir que esta comparação só deve ser entendida como uma estimativa dos desvios que possam ocorrer depois de efetuadas as operações de maquinagem e tendo em conta as tolerâncias de maquinagem que foram dadas para a geração dos ciclos de maquinagem (Figura V.39).

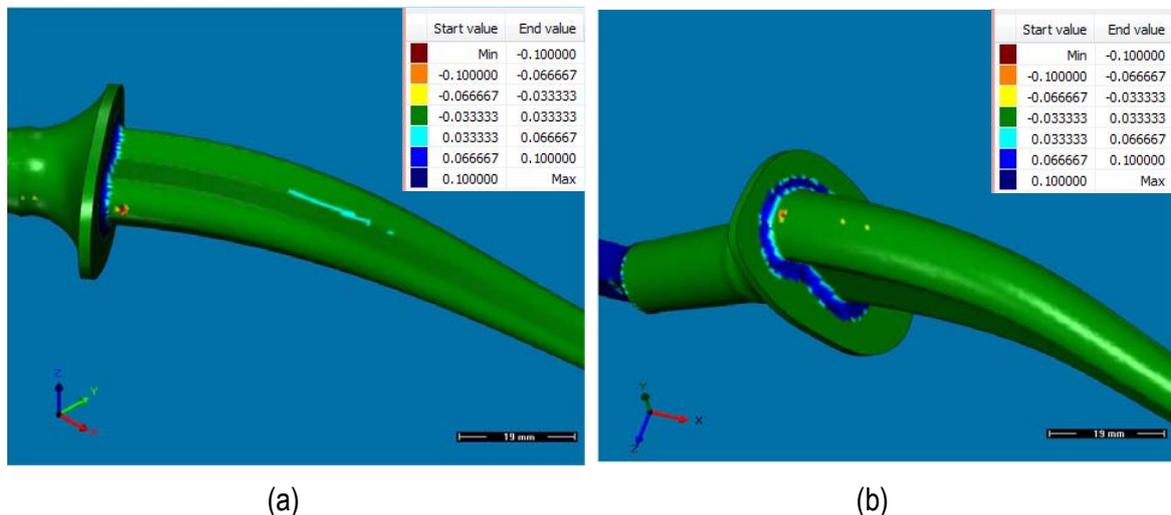


Figura V.39 - Previsão dos desvios dimensionais da prótese femoral obtidos da simulação das trajetórias de maquinagem no MasterCAM®: Acabamento (c); Pormenor da zona haste/colar (d).

V.7.5 - AVALIAÇÃO DO PROCESSO DE FABRICO DO COMPONENTE FEMORAL

Da análise das figuras anteriores é possível concluir que as superfícies maquinadas da prótese femoral apresentam-se bem definidas e que a zona do colar/haste, que era uma zona problemática

apresenta uma geometria bem definida, sendo esta análise meramente qualitativa. A deposição da espuma de poliuretano para suportar a prótese e atenuar as vibrações durante a maquinagem, resultou, uma vez que não apareceram marcas características deste fenómeno. Relativamente ao tempo despendido na execução dos ciclos de desbaste, semi-acabamento e acabamento, na Figura V.40 apresentam a comparação dos tempos reais com os tempos de simulação previstos nos programas MasterCAM® e PowerMILL®.

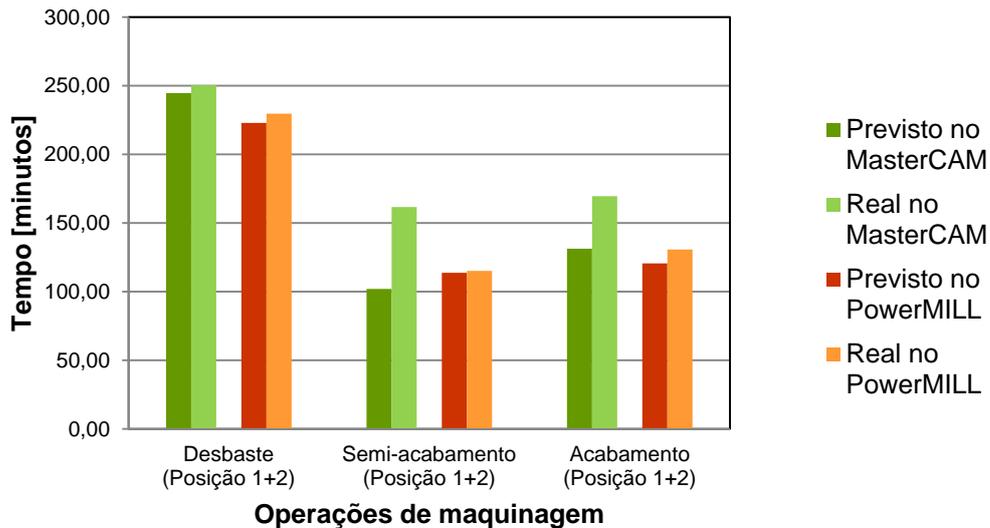


Figura V.40 - Comparação entre os tempos reais e simulados de maquinagem para os dois *softwares* utilizados.

Analisando a figura anterior, pode-se afirmar que para cada programa não existiu uma diferença muito significativa entre os tempos estimados e os reais, à exceção do tempo para as operações de semi-acabamento e acabamento com o *software* MasterCAM®. Outra ilação que se pode tirar da Figura V.40, foi que o *software* PowerMILL® origina tempos de maquinagem e simulação inferiores aos do MasterCAM®. Isso pode ser explicado devido aos algoritmos internos que o *software* usa para gerar as trajetórias.

Aproximadamente entre [40 - 45] % do tempo total de maquinagem foi consumido na operação de desbaste. O valor remanescente [55 - 60] %, foram divididos (quase equitativamente), entre as operações de semi-acabamento e acabamento. No que diz respeito ao desbaste, este leva mais tempo do que o normal, em virtude da diferença que existe entre o volume de material inicial e o final. Se não vejamos, o peso do bloco da liga de alumínio antes de maquinar era de 2694.32 gr., depois de efetuar as operações de maquinagem relativas ao 1º aperto, o bloco da liga de alumínio passou a

ter um peso de 1584.20 gr., o que representa uma redução de 41,2 %. Terminadas as operações de maquinagem da peça o peso final do bloco da liga de alumínio foi de 661.72 gr., o que representou uma redução de 75,4 % relativamente ao bloco inicial. Uma alternativa para a redução do tempo de fabrico da prótese e de redução de desperdício de material, seria o recurso a uma pré-forma da geometria a maquinar com uma sobre-espessura adicional, obtida por exemplo pelo processo de fundição ou forjagem, conforme mencionado no Capítulo III. Outro aspeto importante que se pode constatar da análise da Figura V.40 foi que, apesar do tempo gasto no semi-acabamento e acabamento ser semelhante, a operação de semi-acabamento foi obtida com uma única estratégia de maquinagem, enquanto a operação de acabamento utilizou nove estratégias de maquinagem.

Analisando as Figura V.41 e Figura V.42, verifica-se que os tempos de maquinagem são semelhantes para cada um dos apertos, o que seria espectável em virtude da simetria da mesma, sendo que a zona que apresenta maior tempo de trabalho é a zona 3 devido à sua área de maquinagem.

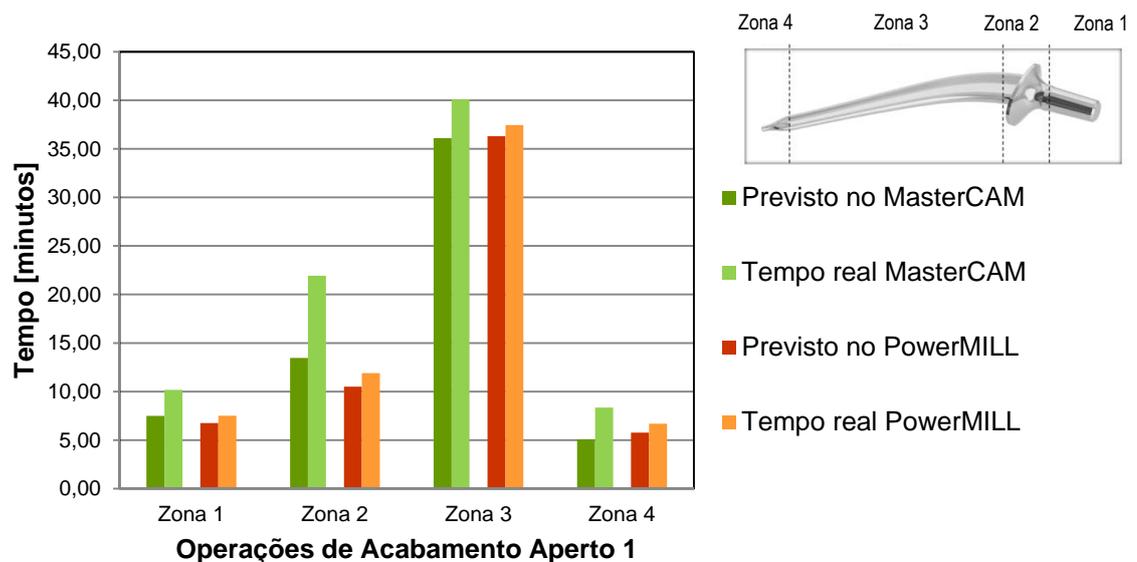


Figura V.41 - Comparação entre os tempos reais e simulados para os dois *softwares* por zona da prótese e para o 1º Aperto.

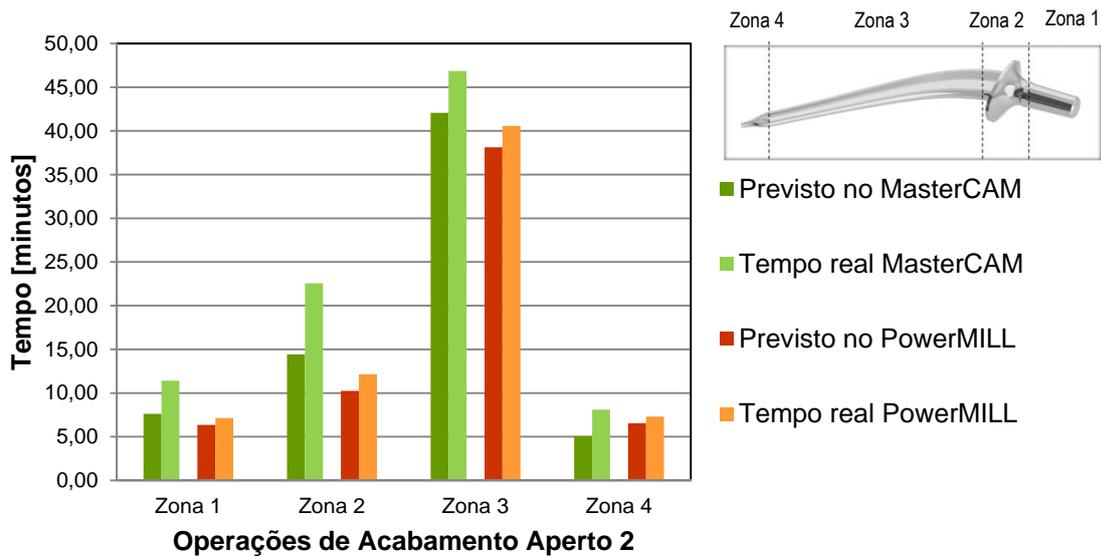


Figura V.42 - Comparação entre os tempos reais e simulados para os dois *softwares* por zona da prótese e para o 2º Aperto.

De uma forma resumida pode-se afirmar o seguinte:

- É possível alcançar um resultado semelhante na maquinagem da prótese femoral com recurso a dois *softwares* CAM comerciais distintos;
- Existe uma diferença no tempo de maquinagem e previsão do tempo de maquinagem entre os dois *softwares* na ordem dos 15 % (para o tempo total de execução da prótese);
- No que diz respeito ao acabamento superficial e apenas em termos qualitativos, não foram encontradas diferenças significativas;
- O aspeto mais negativo a realçar têm a ver com o peso do bloco da liga de alumínio antes de maquinar era de 2694.32 gr. e depois de terminadas as operações de maquinagem da peça cujo peso foi de 661.72 gr. (redução de 75,4 % relativamente ao bloco inicial).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Bruschi, S., Ghiotti, A. & Bordin, A., Effect of the process parameters on the machinability characteristics of a CoCrMo alloy. *Key Engineering Materials*, Volume 554-557, (2013), pp. 1976-1983.

Giacchi, J., Morando, C., Fornaro, O. & Palacio, H., Microstructural characterization of as-cast biocompatible. *Materials Characterization*, Volume 62, (2011), pp. 53-61.

Karimi, S., *Corrosion Behavior of Metallic Bio-implant Alloys*. (2014), Tese de Doutorado: University of British Columbia.

Klarstrom, D., Crook, P. & Wu, J., Metallography and microstructures of cobalt and cobalt alloys. Em: G. Voort, ed. *ASM handbook: Metallography and microstructures*. (2004), OH, USA.: ASM International, Materials Park, pp. 764-774.

Melo, I., Reis, D. & Neto, C., *Estudo microestrutural da liga Ti-6Al-4V após ensaio de fluência*. (2009), Anais do 15 Encontro de Iniciação Científica e Pós-Graduação do ITA – XV ENCITA , s.n.

Mendes, N., *Maquinação da liga de titânio Ti6Al4V*. (2014), Tese de mestrado: Universidade de Coimbra.

Mineta, S. et al., Carbide formation and dissolution in biomedical co-cr-mo alloys with different carbon contents during solution treatment. *Metallurgical and Materials Transact A*, Volume 41(8), (2010), pp. 2129-2138.

Oberg, E., Jones, F., Horton, F. & Ryffell, H., *Machinery's Handbook-26th edition*. (2000), New York: Edited by McCauley C. J., Heald R. and Hussain M. I, Industrial Press Inc.

Relvas, C., *Controlo Numérico Computorizado*. (2002), 2ª ed. s.l.:Publindústria, Edições Técnicas.

Sandvik, *Manual Técnico*. (2010), Suécia: Elanders.

CAPÍTULO VI

ESTUDO DA MAQUINABILIDADE DAS LIGAS DE TITÂNIO E DE CRÓMIO-COBALTO

SUMÁRIO:

NESTE CAPÍTULO, PRIMEIRAMENTE EXPÕEM-SE E DISCUTEM-SE OS RESULTADOS EXPERIMENTAIS QUE SE ALCANÇARAM NO ESTUDO DA MAQUINABILIDADE DE LIGAS DE TITÂNIO E CRÓMIO-COBALTO REALIZADOS EM PROJETOS DE GEOMETRIA SIMPLES. POSTERIORMENTE, COM BASE NOS PRESSUPOSTOS ANTERIORES, É APRESENTADA A MAQUINAGEM DA PRÓTESE FEMORAL QUER NA LIGA DE TITÂNIO QUER NA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO ESTUDADAS.

VI.1 - MAQUINABILIDADE DAS LIGAS DE TITÂNIO E DE CRÓMIO-COBALTO

Para se efetuar o estudo da maquinabilidade das ligas de Titânio e Crómio-Cobalto, o provete adotado apresenta uma geometria regular, sendo um paralelepípedo tridimensional com uma altura e largura de 18 mm e comprimento de 100 mm, conforme de pode visualizar na Figura VI.1.

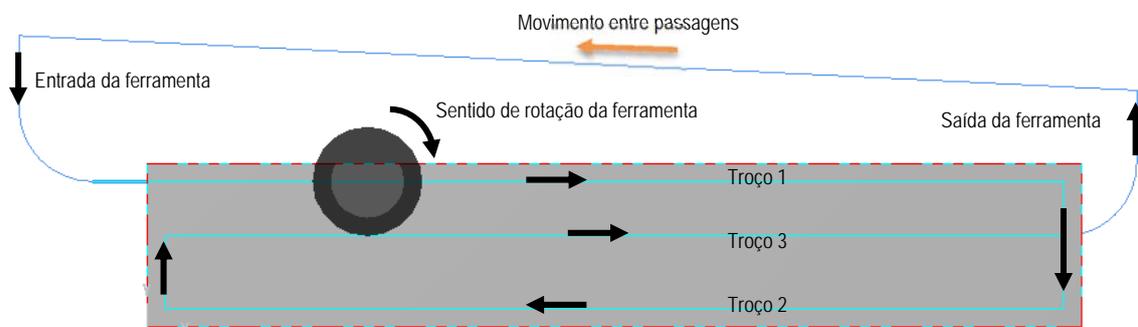


Figura VI.1 - Trajetória da ferramenta adotada nos estudos de maquinabilidade.

A adoção deste tipo de geometria prende-se com o facto de que se pretender controlar o melhor possível as condições do ensaio e garantir que a secção da apara seja constante durante os ensaios, à exceção da velocidade de corte que foi alterada consoante o ensaio que se estava a realizar. Procedeu-se à maquinagem do modelo com a remoção de cinco camadas de material (designadas

por passagens de corte), cada uma delas com trajetória no sentido concordante, igual à apresentada na figura VI.1. A profundidade de corte foi de 1 mm e a largura de corte 6 mm (*vd.* Figura VI.2). Cada passagem correspondeu a um percurso da ferramenta com comprimento de 312 mm, sendo que no total das cinco passagens foram removidos 1560 mm de material. Importa referir que os movimentos entre passagens foram programados de forma a minimizar o tempo em vazio, tendo sido programados à máxima velocidade admitida no centro de maquinagem.

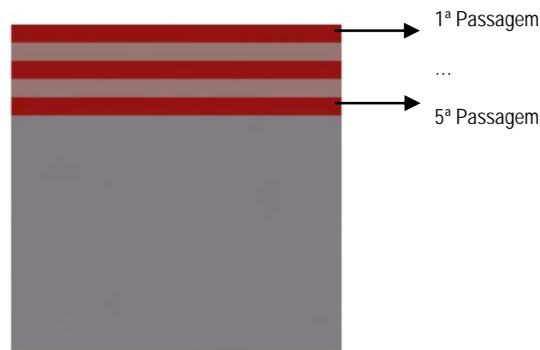


Figura VI.2 - Indicação das 5 camadas de material removida durante os testes de maquinabilidade.

As velocidades de corte seleccionadas para os ensaios foram de 50 m/min (valor recomendado pelo fabricante das ferramentas), 65 m/min, 85 m/min e 100 m/min. Por este motivo, foram realizados 4 ensaios na liga Ti-6Al-4V e outros 4 ensaios na liga Co-28Cr-6Mo.

De modo a ser possível efetuar uma comparação fidedigna das forças de corte para cada uma das velocidades de corte testadas, em cada um dos ensaios, foi utilizada uma ferramenta nova. Isto é; sem ter sido sujeita a qualquer operação de corte anterior.

A taxa de aquisição utilizada para as forças de corte foi de 600 Hz. A definição da taxa de aquisição do sinal referente à força de corte resultou do produto da maior rotação utilizada nos ensaios (dada em rotações por segundo) pelo número de arestas da ferramenta, sendo que a taxa de aquisição deve ser duas vezes maior que o valor obtido no cálculo efetuado (Shaw, 2004). Na figura VI.3, ilustra-se a aquisição das forças de corte para a liga Ti-6Al-4V com o dinamómetro KISTLER.



Figura VI.3 - Exemplo da aquisição das forças de corte na liga Ti-6Al-4V.

Importa referir que as direções x e y inscritas no dinamómetro estão associadas ao elemento do dinamómetro que está acoplado à ferramenta, rodando ambos de forma solidária. Por este motivo, as componentes x e y da força registada estão sempre na mesma posição relativamente à ferramenta. Contudo, quando a ferramenta está animada de rotação, as direções x e y inscritas no dinamómetro, estão continuamente a variar relativamente ao sistema de eixos do centro de maquinagem, não sendo por isso possível estabelecer qualquer relação entre ambos os sistemas de eixos. A componente z do dinamómetro é a única que tem a mesma direcção do eixo z da máquina, estando orientada segundo o comprimento da ferramenta. Por isso, neste caso, é possível estabelecer a relação da componente da força de corte F_z e os movimentos da ferramenta segundo o eixo z do centro de maquinagem.

Face à explicação apresentada, e atendendo que não existiu a preocupação de posicionar a ferramenta com o dinamómetro, não é possível de inferir os motivos para os quais as componentes x e y da força apresentam determinadas variações. Note-se no entanto que, para o cálculo da força de maquinagem, a não referenciação da ferramenta com o dinamómetro, não tem qualquer influência cálculos efetuados.

VI.1.1 - FORÇAS DE CORTE

No que diz respeito às forças de corte, o registo foi efetuado em contínuo, durante todo o ensaio de cada provete. A decisão de registar todo o ensaio teve como objetivo detetar todos os fenómenos que ocorressem durante o tempo de ensaio, não se limitando este trabalho a uma aquisição de dados pontual, em diferentes troços do percurso da ferramenta. Esta decisão teve como consequência a obtenção de ficheiros extremamente grandes, chegando alguns a conter perto de 600 000 registos. Por esse motivo, apesar de se recorrer a meios computacionais de elevado desempenho, o tratamento dos dados tornou-se algo difícil. De modo a facilitar a compreensão dos resultados obtidos, cada ensaio foi identificado conforme apresentado na Tabela VI.1. Nesta tabela é também indicado o tempo total que durou cada ensaio para executar as cinco passagens de corte. Os ensaios foram mais demorados quando se utilizou mais baixa velocidade de corte e avanço, originando por esse motivo ficheiros com um maior número pontos de aquisição das forças de corte.

Tabela VI.1 - Referências atribuídas aos provetes para cada ensaio realizado.

Material	Velocidade de corte [m/min]	Tempo total de ensaio [seg.]	Nº de pontos registados []	Referência do teste
Ti-6Al-4V	50	≅ 1000	≅ 600 000	Prov. 1
	65	≅ 750	≅ 450 000	Prov. 2
	80	≅ 600	≅ 360 000	Prov. 3
	100	≅ 500	≅ 300 000	Prov. 4
Co-28Cr-6Mo	50	≅ 1000	≅ 600 000	Prov. 5
	65	≅ 750	≅ 450 000	Prov. 6
	80	≅ 600	≅ 360 000	Prov. 7
	100	≅ 500	≅ 300 000	Prov. 8

Cada um dos ensaios realizados de aquisição de força foi subdividido em 5 partes, correspondendo cada parte a uma passagem de corte. Por isso, além da referência do teste foi acrescentada a designação Pass_1, Pass_2, Pass_3, Pass_4 e Pass_5, que corresponde à identificação da

passagem executada. Na tabela VI.2 apresentam-se, a título de exemplo, as designações adotadas para referenciar os testes da liga Ti-6Al-4V com velocidade de corte de 50 m/min, e as designações adotadas para referenciar os testes da liga Co-28Cr-6Mo com velocidade de corte de 100 m/min.

Tabela VI.2 - Referência atribuída aos provetes dos ensaios de aquisição da força de corte.

Material	Velocidade de corte	Referência do Teste	Referência do Teste
Ti-6Al-4V	50	Prov1	Prov1_Pass_1
			Prov1_Pass_2
			Prov1_Pass_3
			Prov1_Pass_4
			Prov1_Pass_5
....			
Co-28Cr-6Mo	100	Prov8	Prov8_Pass_1
			Prov8_Pass_2
			Prov8_Pass_3
			Prov8_Pass_4
			Prov8_Pass_5

Na Figura VI.4 são apresentados no *software* DynoWare, os valores da força F_x , F_y e F_z adquiridas no dinamômetro para o caso da liga de cromo-cobalto testada a 65 m/min

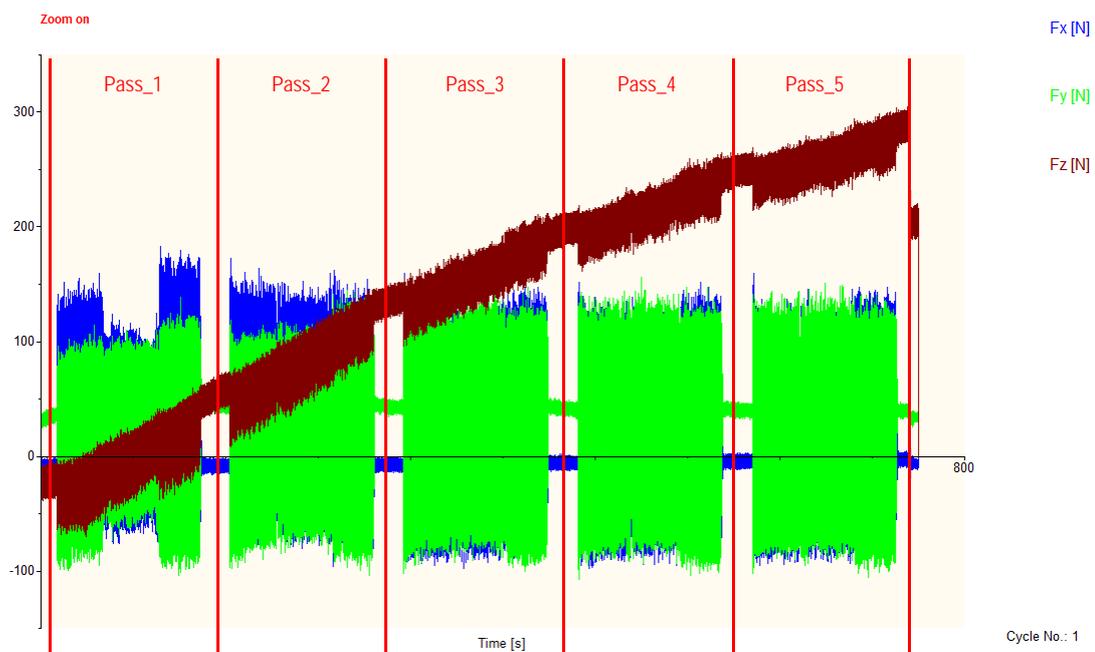


Figura VI.4 - Esforço de corte segundo o eixo X, Y e Z adquirido durante a maquinação da liga de cromo-cobalto Co-28Cr-6Mo com velocidade de corte de 65 m/min.

Tendo em conta que as direções x e y estão associadas ao elemento do dinamómetro acoplado à ferramenta e que roda solidariamente com esta, as direções x e y estão sempre na mesma posição relativamente à ferramenta. Contudo, relativamente ao bloco de material que está a ser maquinado, estão continuamente a mudar de direção. Por conseguinte, durante a operação de maquinagem, às forças F_x e F_y não é possível associar uma direção concreta do material a cortar. A direção Z está em todo o instante orientada segundo o eixo de rotação da ferramenta. Por esse motivo, a força F_z registada diz sempre respeito à direção segundo o comprimento da ferramenta.

Analisando a Figura VI.4 é possível identificar claramente as cinco passagens de corte, separadas por um curto percurso em que os esforços são aproximadamente nulos, e que corresponde ao movimento em vazio entre passagens. Além disso, observa-se que para cada uma das passagens de corte, os valores da força segundo as componentes x e y (F_x e F_y) são substancialmente superiores aos registados em F_z . Este facto advém de que durante a fresagem as direções onde os esforços são máximos, são nas direções do corte x e y em detrimento do eixo z (eixo a ferramenta) onde o valor do esforço é sempre bastante inferior aos outros.

Depois de adquirido o esforço de corte é necessário proceder ao ajuste dos dados para eliminar o efeito térmico do sensor o designado por "*drift compensation*". Este ajuste é feito no *software* de tratamento de dados, através de um de um cálculo computacional em que é definida uma linha reta que caracteriza o declive entre o ponto inicial e final. Depois de se ter os valores de cada componente de corte filtrada, procedeu-se à sua separação por passagens, onde foi determinado o valor máximo e mínimo para cada componente da força de corte. É importante referir que os dados registados variam entre valores positivos e negativos, sendo que o sinal da força apenas indica o sentido do esforço no sistema de eixos do sensor. Por este motivo, as forças devem ser interpretadas tendo em conta o seu módulo e não se o valor é negativo ou positivo. Por outro lado, devido ao facto do corte em fresagem ser interrompido, ao contrário do corte em torneamento que é contínuo, as componentes da força de corte variam de forma cíclica. Por esse motivo, valor quadrático médio da força, designado por RMS (Root Mean Square), foi calculado para cada passagem. O valor RMS pode ser entendido como sendo uma medida estatística da força de corte média durante a maquinagem e o seu cálculo obtido através da seguinte equação, onde F_i representa a força de maquinagem em cada instante em que foi efetuado o registo, sendo N o número total de valores registados:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N F_i^2} = \sqrt{\frac{F_1^2 + F_2^2 + \dots + F_N^2}{N}} \quad (VI.1)$$

Com base nas componentes da força F_x , F_y e F_z , determinou-se de acordo com a equação (IV.6) do capítulo IV, a força de maquinagem para cada passagem, para posteriormente ser determinada a força média de maquinagem. Para além destes cálculos, também se procedeu ao cálculo da força de corte no domínio da frequência. Para tal, foi efetuada a transformação dos dados das forças de corte no domínio tempo para a força de corte no domínio da frequência, usando para o efeito a Transformada Rápida de Fourier (FFT). A Transformada Rápida de Fourier (FFT) é um método que calcula a Transformada de Fourier de uma série de amostra de dados discretos, do domínio tempo para o domínio de frequência. Uma das vantagens da realização da análise espectral é a capacidade de se observar claramente e identificar a existência de perturbações nas forças de corte durante a operação de corte e em cada frequência do sistema (Huang, et al., 2013). Para isso, recorreu-se ao *software* Matlab® que calcula a Transformada Rápida de Fourier (FFT) com base no algoritmo de Cooley-Tukey (Cooley & Tukey, 1965), em que os valores de análise devem ser potências de base 2. Com base nisso, dos 97000 valores adquiridos para a velocidade de 50 m/min e dos 75000 valores adquiridos para a velocidade de 65 m/min, foram usados 65536 valores, a que corresponde a potência 2^{16} . Dos 60000 valores adquiridos para a velocidade de 80 m/min e dos 48000 valores adquiridos para a velocidade de 100 m/min, foram usados 32768 dados, a que corresponde a potência 2^{15} . Seguidamente são apresentados os valores e gráficos respeitantes às forças de corte obtidos em cada liga, para as forças diferentes forças de corte estudadas.

VI.1.1.1 - CARATERIZAÇÃO DA MAQUINAGEM DA LIGA DE TITÂNIO Ti-6Al-4V

Como já se referiu anteriormente, a primeira velocidade de corte escolhida para a aquisição das forças de corte na liga de titânio Ti-6Al-4V, foi de 50 m/min. Após adquirir os esforços de corte e de se proceder ao seu tratamento, o resultado é o que se apresenta na Figura VI.5. De acordo com esta

figura, na Tabela VI.3, estão os valores máximos, mínimos e o valor RMS das componentes da força de corte para cada passagem.

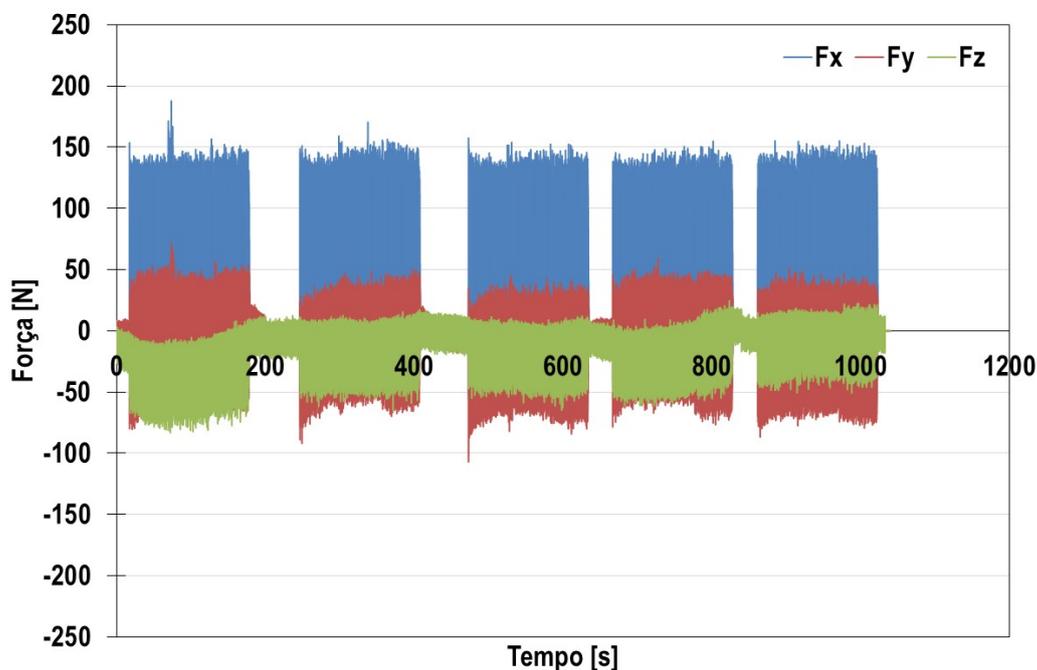


Figura VI.5 - Evolução das componentes da força de corte na maquinação da liga de titânio, para as 5 passagens, com velocidade de corte de 50 m/mim.

Analisando a Figura VI.5 e a Tabela VI.3, é possível verificar que, a maior das componentes das forças de corte é a do eixo dos x, sendo que o pico máximo ocorre na primeira passagem (184,5 N), notando-se que a partir da terceira passagem o esforço de corte se torna mais uniforme. Para o eixo z, o pico máximo registado ocorre também na primeira passagem (-83,1 N), tal como no caso do eixo x. No caso do eixo y é ou pouco diferente, sendo que o valor máximo do esforço ocorre na terceira passagem (-107,0 N). Importa referir que estes valores são pontuais, pelo que a sua importância é relativa na análise efetuada. A ocorrência de picos de força máxima pontuais deve-se à ocorrência de fenómenos isolados, como por exemplo a adesão momentânea da apara à ferramenta, o contacto de entrada da ferramenta no material, ou o facto do gume de corte ainda não ter estabilizado a sua aresta inicial. Por este motivo, a análise do valor RMS para a força de corte é mais indicativo do esforço “médio” desenvolvido durante o corte.

Tabela VI.3 - Valores máximos, mínimos e valor RMS (Root Mean Square) das componentes da força de corte na maquinagem da liga de titânio com velocidade de corte de 50 m/min.

	1ª Passagem	2ª Passagem	3ª Passagem	4ª Passagem	5ª Passagem
F_x máximo [N]	184,5	165,8	157,5	151,7	152,9
F_x mínimo [N]	-62,1	-54,9	-64,6	-62,2	-59,7
RMS (F_x) [N]	58,5	56,7	55,7	56,2	57,6
F_y máximo [N]	71,1	50,6	45,4	59,3	49,6
F_y mínimo [N]	-79,3	-89,9	-107,0	-78,5	-84,8
RMS (F_y) [N]	26,5	24,5	27,3	25,5	27,5
F_z máximo [N]	11,8	16,9	14,2	24,5	21,6
F_z mínimo [N]	-83,1	-64,7	-64,6	-61,5	-50,8
RMS (F_z) [N]	34,1	19,4	21,3	23,9	14,9

O valor mais pequeno corre para o eixo z, o que já seria espectável, em virtude desse esforço ser no sentido vertical da ferramenta. Ou seja, perpendicular ao plano de corte, direção sobre a qual não existe movimento da ferramenta durante cada passagem de corte.

A força de maquinagem corresponde ao vetor formado pelas componentes de força registadas pelo dinamómetro (F_x , F_y , F_z). Por isso, de acordo com a equação (IV.6) (Lima, et al., 2003) e (Al-Habaibeh & Gindy, 2001), é possível calcular a força de maquinagem (força resultante), tal como é apresentado na Figura VI.6. Analisando a Figura VI.6 e a Tabela VI.4, é possível verificar que o pico máximo da força de corte ocorre na primeira passagem, sensivelmente a um terço do percurso, e que corresponde a uma mudança de sentido na trajetória da ferramenta (Figura VI.1). Podemos também concluir que somente a partir da quarta passagem é que o esforço de corte passou a ser mais uniforme e constante. Pode-se explicar esse fenómeno devido à estabilização do corte em termos de temperatura e desgaste da aresta de corte da ferramenta.

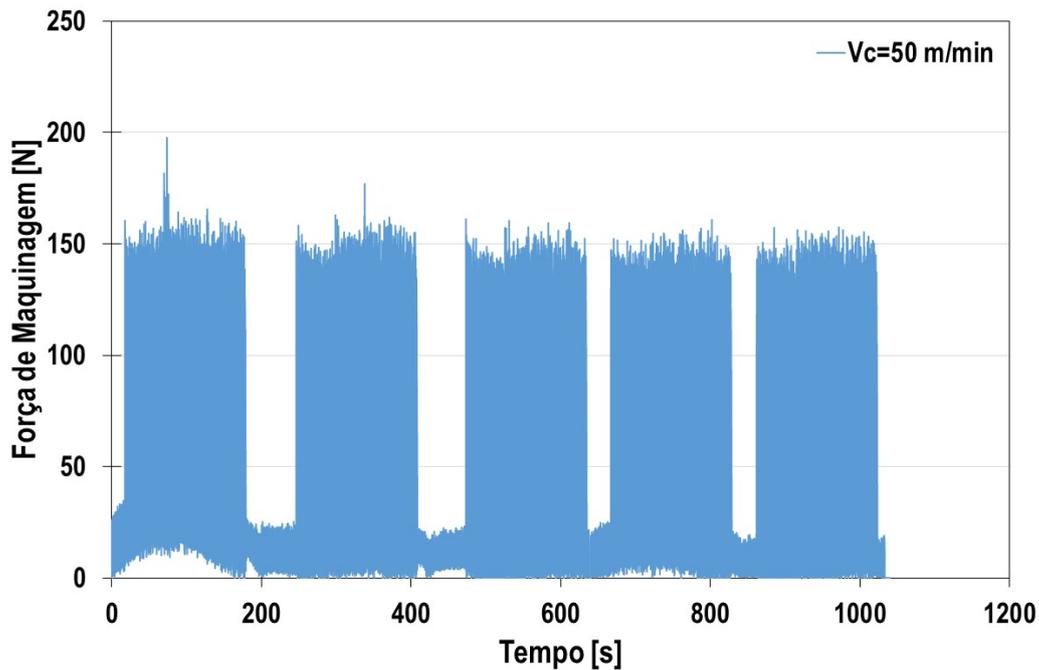


Figura VI.6 - Força de maquinagem para a liga Ti-6Al-4V, com velocidade de corte de 50 m/min.

Tabela VI.4 - Força de maquinagem máxima e valor RMS da força de maquinagem para a liga Ti-6Al-4V, para a velocidade de corte de 50 m/min.

	1ª Passagem	2ª Passagem	3ª Passagem	4ª Passagem	5ª Passagem
Força de maquinagem máxima [N]	194,7	172,5	161,2	157,3	155,6
RMS (F_m) [N]	72,7	64,7	65,6	66,3	65,6

Com base nos dados anteriormente apresentados, na Tabela VI.5, encontra-se calculado o valor médio e o desvio padrão da força de maquinagem e do valor RMS da força de maquinagem, considerando a totalidade do ensaio realizado com velocidade de corte de 50 m/min.

Tabela VI.5 - Valores médios e desvio-padrão da força de maquinagem máxima e valor RMS médio da força de maquinagem obtidos para a liga Ti-6Al-4V, com velocidade de corte de 50 m/min.

	Valor médio	Desvio-Padrão
Força de maquinagem máxima [N]	168,3	14,5
RMS (F_m) [N]	67,0	2,9

Pode-se dizer que para a maquinagem da liga de titânio Ti-6Al-4V com velocidade de corte de 50 m/min, a força de maquinagem máxima atingiu em média $168,3 \pm 14,5$ N, sendo que a força necessária para proceder ao corte, o “esforço médio de corte” correspondeu a um valor de $67,0 \pm 2,9$ N. Na Figura VI.7 é possível observar a evolução da força de maquinagem no domínio das frequências para a primeira passagem realizada.

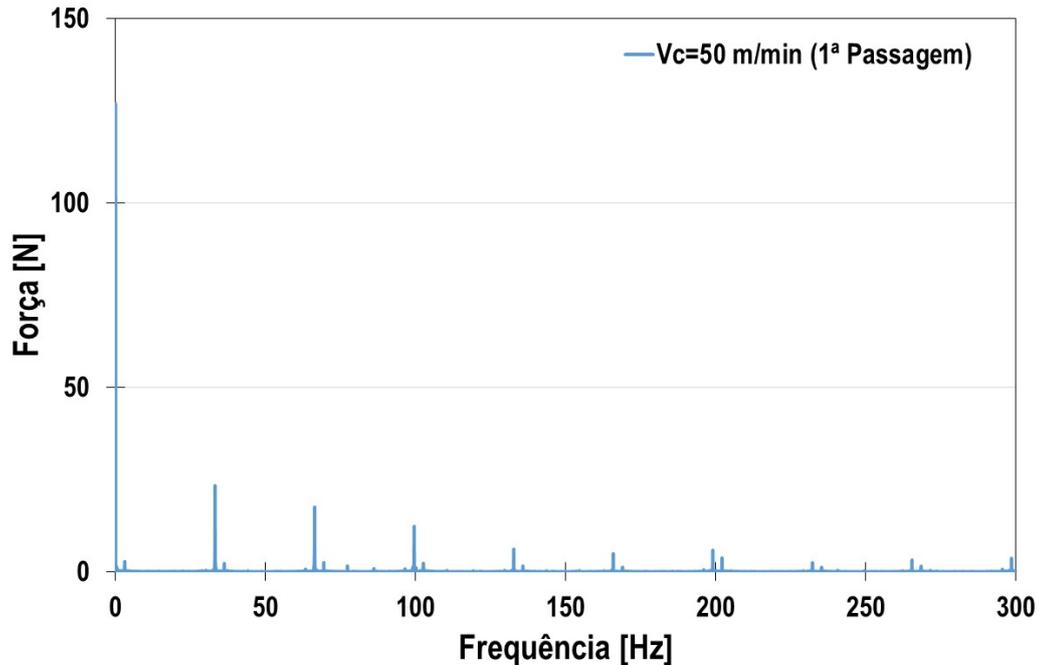


Figura VI.7 - Força de maquinagem na primeira passagem no domínio das frequências, para a liga Ti-6Al-4V com velocidade de corte de 50 m/min.

Na Tabela VI.6 apresenta-se a evolução das forças de maquinagem no domínio das frequências para todas as passagens realizadas.

Tabela VI.6 - Evolução força de maquinagem no domínio das frequências para a liga Ti-6Al-4V com velocidade de corte de 50 m/min.

Referência do Teste	0 Hz	33,1(6) Hz	66,3(3) Hz	99,50 Hz
Prov1_Pass_1	126,80	23,34	17,53	12,30
Prov1_Pass_2	103,10	25,02	18,68	11,74
Prov1_Pass_3	106,50	23,13	18,31	12,63
Prov1_Pass_4	111,10	21,64	16,97	12,17
Prov1_Pass_5	90,04	19,45	15,50	10,52

Analisando a figura anterior é possível concluir que em qualquer uma das 5 passagens, a força máxima de maquinagem ocorre na frequência fundamental de 0 Hz, variando desde um valor máximo de 126,8 N na primeira passagem, até 90,04 N na quinta passagem. Além disso, da observação da figura verifica-se a ocorrência de frequências harmónicas para a força de maquinagem. Ou seja; atendendo que a fresa apresenta uma rotação de 1990 RPM, o que é equivalente a 33,1(6) rotações por segundo ou seja; uma frequência de 33,1(6) Hz, as frequências harmónicas são de 33,1(6) Hz, 66,3(3) Hz, 99,5 Hz e assim por diante. Como interpretação física destes resultados, pode-se dizer que durante o corte está constantemente presente uma força de maquinagem de pelo menos 106,5 N (0 Hz). Cumulativamente a esta força é adicionado 23,1 N com uma frequência de 33,1(6) Hz, adicionado 17,7 N com uma frequência de 66,3(3) Hz e adicionado 12,2 N com uma frequência de 99,50 Hz. Por isso, em determinados instantes (frequências) a força de maquinagem registada atinge um valor próximo da soma das forças registadas nas frequências harmónicas. Isto é, $126,8 \text{ N} + 23,3 \text{ N} + 17,5 \text{ N} + 12,3 \text{ N}$. Passando ao ensaio com velocidade de corte para 65 m/min, o procedimento experimental foi igual ao utilizado para a velocidade de 50 m/min. Depois de adquirir os esforços de corte e de se proceder ao seu tratamento, o resultado foi o que se apresenta na Figura VI.8.

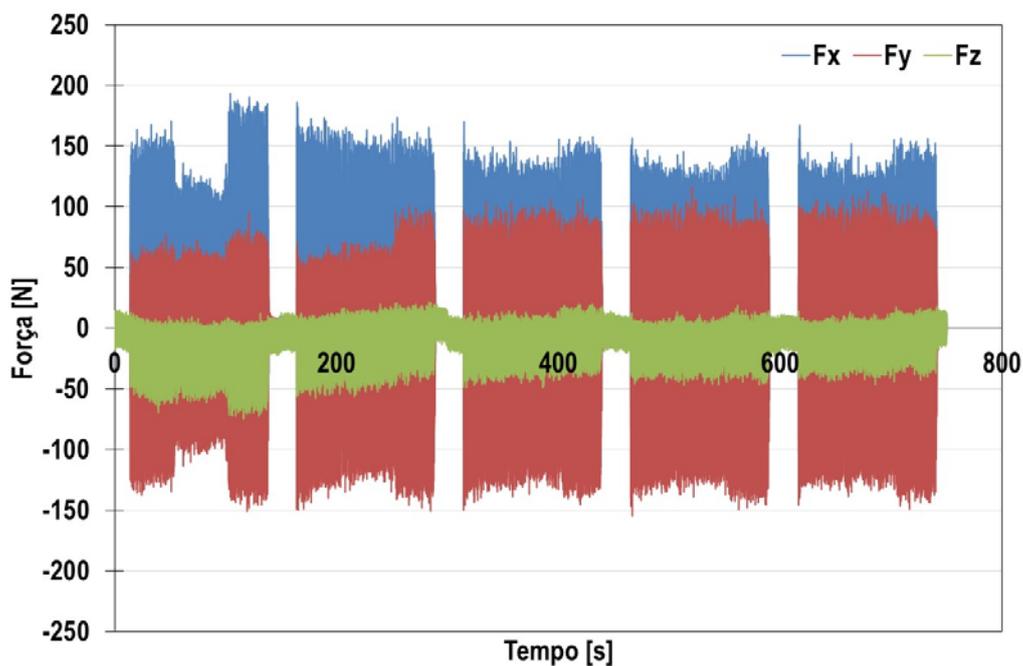


Figura VI.8 - Evolução das componentes da força de corte na maquinagem da liga de titânio, para as 5 passagens, com velocidade de corte de 65 m/min.

Na Tabela VI.7, encontram-se os valores máximos, mínimos e o valor RMS das componentes da força de corte para cada passagem.

Tabela VI.7 - Valores máximos, mínimos e valor RMS (Root Mean Square) das componentes da força de corte na maquinagem da liga de titânio com velocidade de corte de 65 m/min.

	1ª Passagem	2ª Passagem	3ª Passagem	4ª Passagem	5ª Passagem
F_x máximo [N]	192,5	182,6	166,9	156,6	165,2
F_x mínimo [N]	-82,7	-87,8	-91,3	-93,5	-92,1
RMS (F_x) [N]	55,5	58,2	56,3	55,5	56,0
F_y máximo [N]	95,0	100,0	106,5	113,6	110,3
F_y mínimo [N]	-147,9	-148,3	-146,7	-151,0	-146,1
RMS (F_y) [N]	47,4	50,1	54,8	55,4	56,0
F_z máximo [N]	14,7	21,2	19,8	18,6	17,6
F_z mínimo [N]	-74,1	-57,0	-48,9	-46,8	-46,0
RMS (F_z) [N]	26,9	17,0	15,4	16,5	14,8

Analisando a Figura VI.8 e a Tabela VI.7, é possível verificar que a maior das componentes das forças de corte diz respeito ao eixo x, sendo que o pico máximo ocorre na primeira passagem (192,5 N), tal como aconteceu na velocidade de corte anterior. No entanto, o esforço de corte tende a ser para cada passagem muito mais irregular do que o observado para $V_c = 50$ m/min. Na primeira passagem a irregularidade é bastante significativa, podendo-se mesmo identificar os movimentos de corte nos diferentes troços do percurso (troço 1, troço 2 e troço 3, ver Figura VI.1). Embora a irregularidade das componentes da força de corte diminua à medida que são efetuadas mais passagens, ainda assim na quinta passagem o corte apresenta alguma irregularidade quando comparado com o corte a 50 m/min. Relativamente às componentes da força de corte segundo os eixos y e z, a irregularidade do corte também é visível, mas menos acentuada. No que diz respeito aos picos da força de corte segundo o eixo z, o valor máximo ocorre na primeira passagem (-74,1 N). Para a velocidade de 65 m/min é possível verificar um aumento significativo no esforço global do corte em comparação com a velocidade de 50 m/min. Observa-se com um aumento em cerca de 25% em termos globais no esforço de corte, para um aumento de velocidade de corte de 30%. Neste caso, pode-se dizer que existe uma relação direta entre o aumento da velocidade de corte e o aumento do esforço de corte. Tal como já se referiu anteriormente, a partir das componentes elementares é possível calcular a força de

maquinagem. Na Figura VI.9 e Tabela VI.8, apresenta-se essa evolução para a velocidade de corte de 65 m/min.

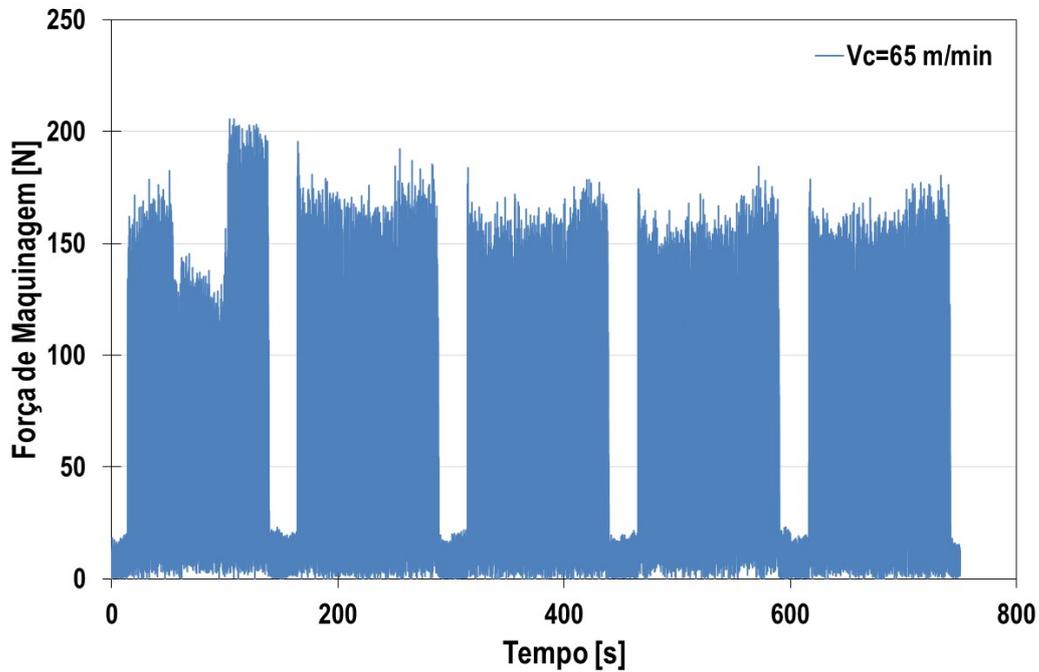


Figura VI.9 - Força de maquinagem para a liga Ti-6Al-4V, com velocidade de corte de 65 m/min.

Tabela VI.8 - Força de maquinagem máxima e valor RMS da força de maquinagem para a liga d Ti-6Al-4V, com velocidade de corte de 65 m/min.

	1ª Passagem	2ª Passagem	3ª Passagem	4ª Passagem	5ª Passagem
Força de maquinagem máxima [N]	204,2	191,6	180,3	180,6	177,2
RMS (F_m) [N]	77,7	78,7	80,0	80,1	80,5

Analisando a Figura VI.9 e a Tabela VI.8, é possível verificar que o pico máximo da força de maquinagem ocorre na primeira passagem de corte, sensivelmente a dois terços da passagem, correspondendo a uma mudança de sentido de movimento da ferramenta na peça (zona 3 ver, Figura VI.1). Observa-se na figura VI.9 que a primeira passagem é muito diferente das restantes 4 passagens. Esta diferença poderá estar relacionada com a existência de micro-desgaste no gume de corte, devido ao estado de afiamento da ferramenta que ao iniciar o processo de corte têm tendência a desaparecer e estabilizar depois durante o corte. Podemos ainda concluir que para esta velocidade

de corte não existe uma uniformidade na força e maquinagem, em comparação com a velocidade de 50 m/min. A falta de uniformidade da força de maquinagem, poderá ser explicada pelo aumento da temperatura de corte e conseqüente adesão de aparas no gume de corte (aparecimento da apara aderente). Na Tabela VI.9, apresentam-se o valor médio e o desvio padrão da força de maquinagem e o valor RMS da força de maquinagem, obtido na liga Ti-6Al-4V, para a velocidade de corte de 65 m/min.

Tabela VI.9 - Valores médios e desvio-padrão da força de maquinagem máxima e valor RMS médio da força de maquinagem obtidos para a liga Ti-6Al-4V, com velocidade de corte de 65 m/min.

	Valor médio	Desvio-Padrão
Força de maquinagem máxima [N]	186,8	11,2
RMS (F_m) [N]	79,4	1,2

Pode-se dizer que o valor médio da força de maquinagem máxima foi de $186,8 \pm 11,2$ N. Este valor corresponde a um aumento de 11,0% quando comparada com o valor da força máxima de maquinagem para a velocidade de 50 m/min. Relativamente à força necessária para proceder ao corte, o “esforço médio de corte” correspondeu a um valor médio de $79,4 \pm 1,2$ N, sendo que neste caso o aumento foi de aproximadamente 18,5%, quando comparado com $V_c=50$ m/min. Na figura VI.10 é possível observar a evolução da força de maquinagem no domínio das frequências para a primeira passagem realizada.

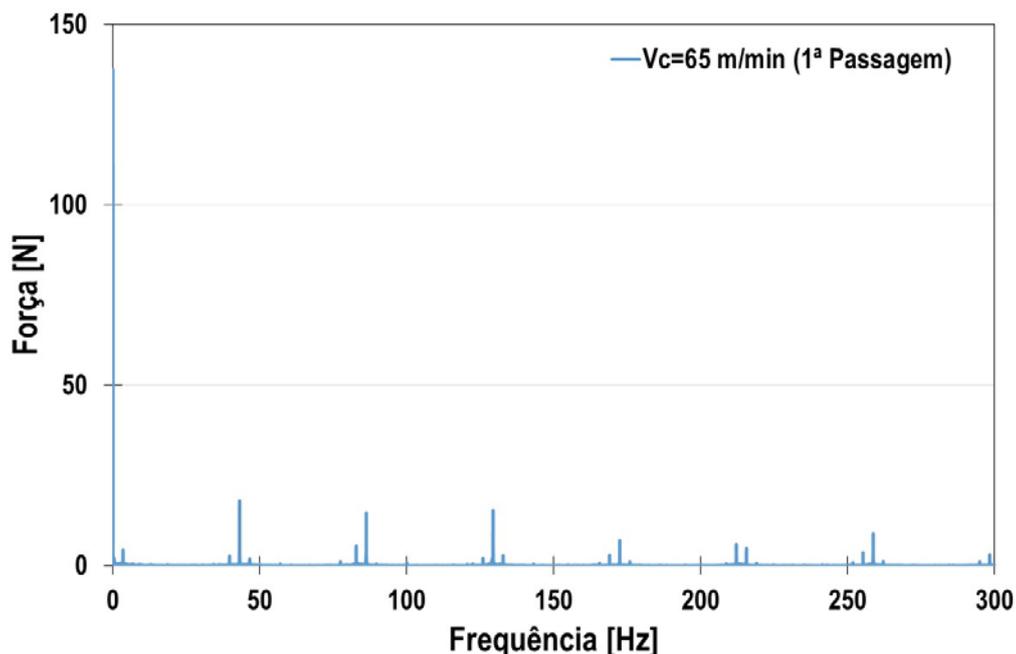


Figura VI.10 - Força de maquinagem na primeira passagem no domínio das frequências, para a liga Ti-6Al-4V com velocidade de corte de 65 m/min.

Na Tabela VI.10 apresenta-se a evolução das forças de maquinagem no domínio das frequências para todas as passagens realizadas.

Tabela VI.10 - Evolução força de maquinagem no domínio das frequências para a liga Ti-6Al-4V com velocidade de corte de 65 m/min.

Referência do Teste	0 Hz	43,1(3) Hz	86,2(6) Hz	129,4 Hz
Prov2_Pass_1	137,4	17,95	14,61	15,26
Prov2_Pass_2	139,5	19,39	14,52	14,57
Prov2_Pass_3	146,6	17,09	11,34	13,04
Prov2_Pass_4	147,6	16,14	10,45	12,75
Prov2_Pass_5	147,9	17,56	10,91	12,15

Observando Figura VI.10 e Tabela VI.10 é possível concluir que em qualquer das 5 passagens a força de maquinagem máxima ocorre na frequência fundamental de 0 Hz, variando desde um valor mínimo de 137,4 N na primeira passagem, até 147,9 N na quinta passagem. Ao contrário do que tinha ocorrido para a velocidade de 50 m/min, cuja força máxima começava num valor maior na primeira passagem e depois tinha tendência a decrescer nas outras passagens.

Pode-se concluir ainda que, tal como foi verificado para a velocidade de corte de 50 m/min, estas frequências encontram-se posicionadas de acordo com a velocidade de rotação da fresa. Atendendo que a fresa apresenta uma rotação de 2588 RPM, ou seja 43,1(3) rotações por segundo (43,1(3) Hz), assim as frequências harmónicas são de 43,1(3) Hz, 86,2(6) Hz, 129,4 Hz.

Para a velocidade de corte de 80 m/min, depois de adquirir os esforços de corte e de se proceder ao seu tratamento, o resultado foi o que se apresenta na Figura VI.11.

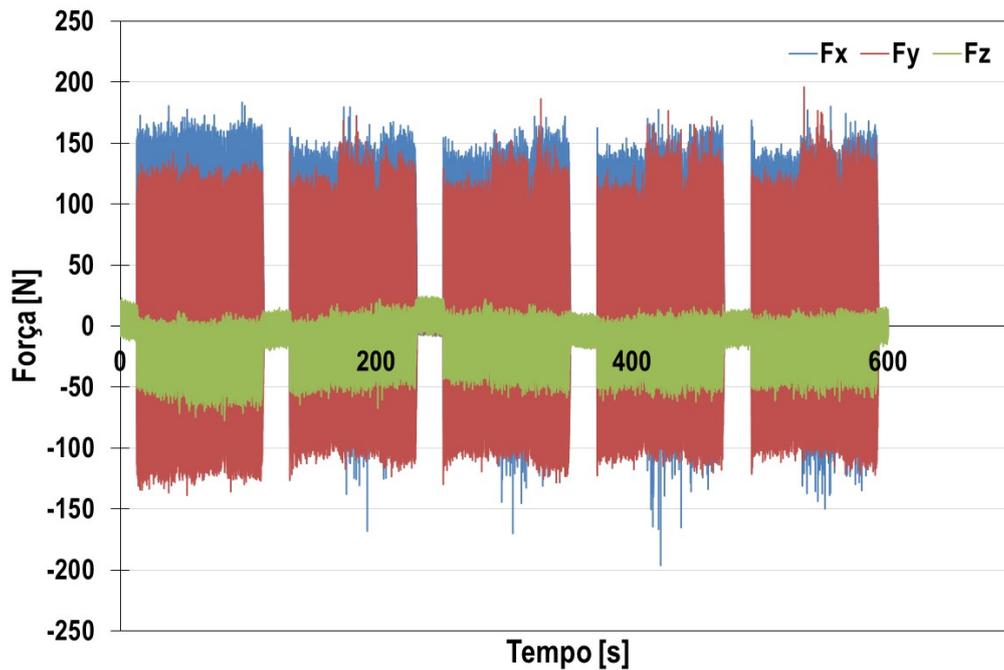


Figura VI.11 - Evolução das componentes da força de corte na maquinagem da liga de titânio, para as 5 passagens, com velocidade de corte de 80 m/mim.

Na Tabela VI.11, apresentam-se os valores máximos, mínimos e o valor RMS das componentes da força de corte para cada passagem.

Tabela VI.11 - Valores máximos, mínimos e valor RMS (Root Mean Square) das componentes da força de corte na maquinagem da liga de titânio com velocidade de corte de 80 m/min.

	1ª Passagem	2ª Passagem	3ª Passagem	4ª Passagem	5ª Passagem
F_x máximo [N]	183,3	176,6	169,3	174,9	175,2
F_x mínimo [N]	-104,6	-167,9	-169,6	-195,4	-148,4
RMS (F_x) [N]	77,1	69,5	69,1	69,1	68,8
F_y máximo [N]	141,2	168,7	181,8	176,2	194,6
F_y mínimo [N]	-136,6	-124,2	-128,5	-122,6	-122,2
RMS (F_y) [N]	68,4	61,9	62,2	62,4	62,5
F_z máximo [N]	23,0	24,5	24,2	17,7	15,5
F_z mínimo [N]	-77,4	-66,2	-58,4	-61,5	-61,2
RMS (F_z) [N]	32,6	24,9	23,2	25,7	23,2

Observando a Figura VI.11 e Tabela VI.11 é possível afirmar que tal como ocorreu para as velocidades de corte anteriores, também para esta, a maior das componentes das forças de corte é registada no eixo x, sendo que o pico máximo ocorre na quarta passagem (195,4 N) e não na primeira passagem, como aconteceu nas velocidades de corte anteriores. Relativamente ao esforço de corte, este tende a apresentar elevada irregularidade a partir da segunda passagem (o que também já tinha sido observado para o ensaio realizado com velocidade de 65 m/min). Para esta velocidade de corte é possível identificar na Figura VI.11 o registo dos esforços de corte para os troços 1, 2 e 3 do percurso da ferramenta. Relativamente aos esforços adquiridos segundo as direções y e z, o esforço de corte da primeira passagem é diferente das restantes quatro passagens. Relativamente aos picos da força de corte, para o eixo z, o valor máximo ocorre na primeira passagem (-77,4 N), para o eixo y o valor do esforço máximo ocorre na última passagem (194,6 N).

Na Figura VI.12 e na Tabela VI.12, apresenta-se a força de maquinagem para a velocidade de corte de 80 m/min, calculada com base nas componentes da força de corte registadas durante o ensaio.

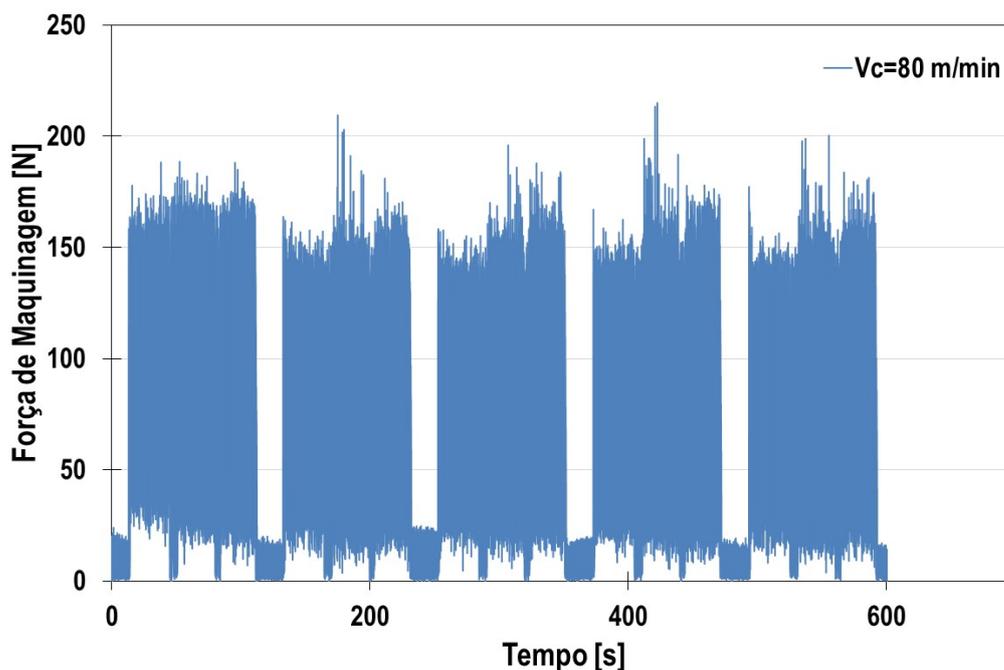


Figura VI.12 - Força de maquinagem para a liga Ti-6Al-4V com velocidade de corte de 80 m/min.

Tabela VI.12 - Força de maquinagem máxima e valor RMS da força de maquinagem para a liga Ti-6Al-4V, com velocidade de corte de 80 m/min.

	1ª Passagem	2ª Passagem	3ª Passagem	4ª Passagem	5ª Passagem
Força de maquinagem máxima [N]	188,3	204,9	194,0	212,3	196,3
RMS (F_m) [N]	108,1	96,3	95,8	96,6	95,8

Analisando a Figura VI.12 e a Tabela VI.12 é possível dizer que para a velocidade de 80 m/min não existiu um aumento significativo no esforço global do corte em comparação com a velocidade de 65 m/min, apesar da velocidade de corte ter aumentado cerca de 25 %. No entanto, o gráfico da força de maquinagem mostra que o registo é bastante diferente dos anteriores. Para esta velocidade, são observados inúmeros picos na força de maquinagem, de valor diferente. Além disso, neste ensaio a força de maquinagem raramente apresenta valores próximos de zero, (Figura VI.12), ao contrário dos ensaios anteriores. Assim, embora numa primeira análise possa parecer que a força de maquinagem seja algo semelhante para $V_c=65$ m/min e $V_c=80$ m/min, conclui-se a evolução dos esforços de corte em cada um dos ensaios é significativamente diferente. Apesar de ser necessário efetuar estudos adicionais, esta diferenciação no esforço global de corte poderá eventualmente ser explicada pelo aparecimento e desaparecimento da apana aderente durante o processo de corte. Na Tabela VI.13, apresentam-se o valor médio e o desvio padrão da força de maquinagem e do valor RMS da força de maquinagem, obtidos na liga de titânio, para a velocidade de corte de 80 m/min.

Tabela VI.13 - Valores médios e desvio-padrão da força de maquinagem máxima e valor RMS médio da força de maquinagem obtidos para a liga Ti-6Al-4V, com velocidade de corte de 80 m/min.

	Valor médio	Desvio-Padrão
Força de maquinagem máxima [N]	199,2	9,5
RMS (F_m) [N]	98,5	5,4

O valor médio da força de maquinagem máxima apresentou o valor de $199,2 \pm 9,5$ N. Este valor corresponde a um aumento de 18,4% quando comparada com o valor da força máxima de maquinagem para a velocidade de 50 m/min e de somente 6,6% quando comparada com a velocidade de 65 m/min. Relativamente à força necessária para proceder ao corte, o “esforço médio de corte”

correspondeu a um valor médio de $98,5 \pm 5,4$ N, sendo que aqui o valor de aumento foi de aproximadamente 47,0% quando comparada com a velocidade de 50 m/min e de 24,1% quando comparada com a velocidade de 65 m/min. Na Figura VI.13 é possível observar a evolução da força de maquinagem no domínio das frequências para a primeira passagem realizada

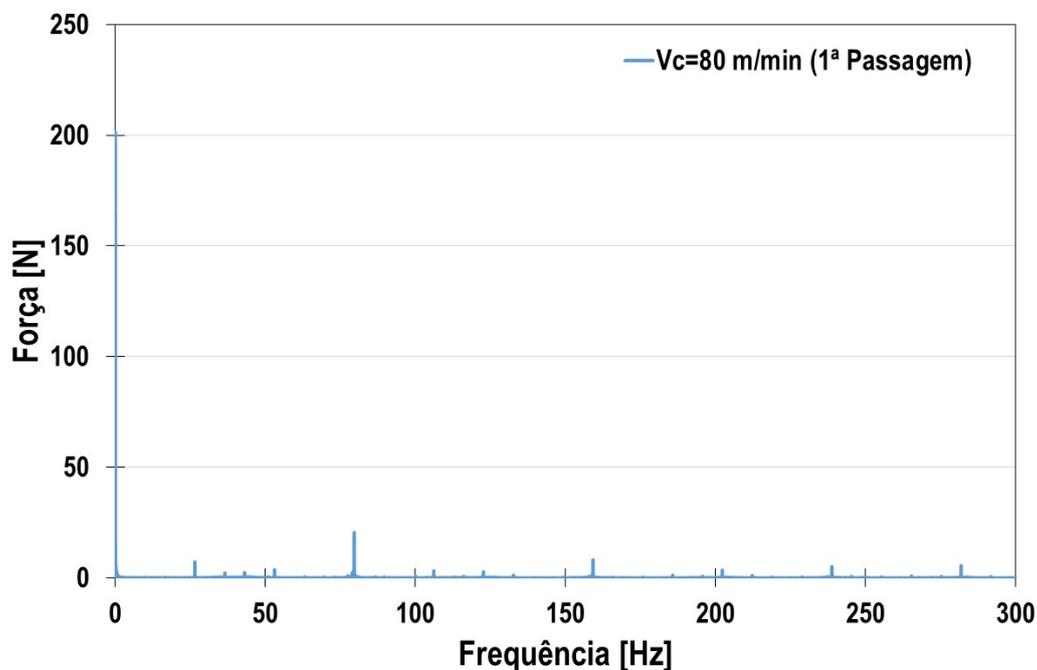


Figura VI.13 - Força de maquinagem na primeira passagem no domínio das frequências, para a liga Ti-6Al-4V com velocidade de corte de 80 m/min.

Na Tabela VI.17 apresenta-se a evolução das forças de maquinagem no domínio das frequências para todas as passagens realizadas.

Tabela VI.14 - Evolução força de maquinagem no domínio das frequências para a liga Ti-6Al-4V com velocidade de corte de 80 m/min.

Referência do Teste	0 Hz	53,08(3) Hz	106,1(6) Hz	159,25 Hz
Prov3_Pass_1	201,40	-	-	10,63
Prov3_Pass_2	176,60	-	-	10,53
Prov3_Pass_3	175,40	-	-	10,92
Prov3_Pass_4	177,20	-	-	11,22
Prov3_Pass_5	176,10	-	-	11,28

É possível verificar que, tal como foi observado para os ensaios relativos às velocidades anteriores estudadas, também para a velocidade de 80 m/min verifica-se que a força de maquinagem máxima ocorre na frequência fundamental de 0 Hz. Esta varia desde um valor máximo de 201,4 N na primeira passagem, até 176,1 N na quinta passagem. É importante salientar que mais uma vez o cálculo da força de maquinagem pelo RMS vem corroborar que existe uma dependência direta entre os valores de RMS e a força de maquinagem no domínio das frequências. Ou seja, quando os valores de RMS sobem por passagem, também o valor máximo da força de maquinagem no domínio da frequência sobe.

Atendendo que a fresa apresenta uma rotação de 3185 RPM, ou seja 53,08(3) rotações por segundo (53,08(3) Hz), as frequências harmónicas deveriam ser de 53,08(3) Hz, 106,1(6) Hz, 159,25 Hz e assim por diante. No entanto, da análise da figura verifica-se que a frequência de 159,25 Hz está presente com valores de força bastante baixos (entre 10,63 e 11,28 N). As frequências de 53,08(3) Hz e 106,1(6) Hz não aparecem com o registo de força de corte, sendo substituídas por frequências com os valores de 26,48 Hz e 79,58 Hz. Note-se que a diferença entre estas frequências é precisamente a frequência de rotação da fresa (53,08(3) Hz), tendo sido induzido um deslocamento para a esquerda das duas primeiras frequências harmónicas. O facto de parte das forças de corte dinâmicas não serem registadas nas frequências harmónicas da rotação da ferramenta, deve-se a existirem outros fatores, que não a rotação da ferramenta, a contribuírem também para os esforços dinâmicos. O aparecimento e desaparecimento da apra aderente durante o processo de corte pode induzir bastantes flutuações durante o corte, o que pode ter levado à alteração das duas primeiras frequências harmónicas neste ensaio.

Por fim realizou-se o último ensaio com velocidade de corte de 100 m/min. Após adquirir os esforços de corte e de se proceder ao seu tratamento, o resultado foi o que se apresenta na Figura VI.14.

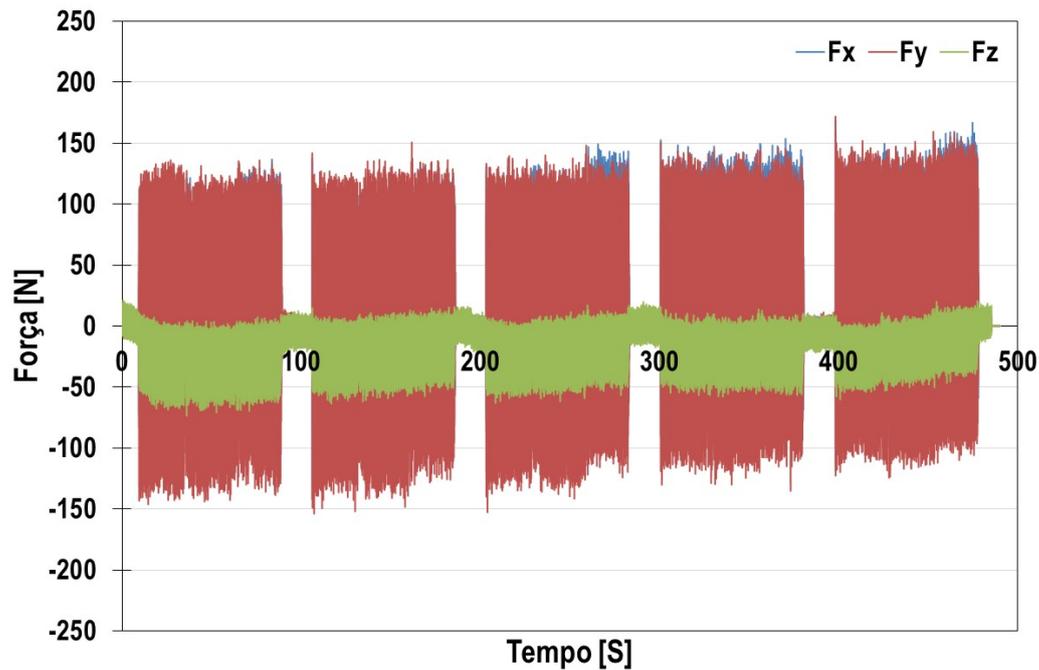


Figura VI.14 - Evolução das componentes da força de corte na maquinação da liga de titânio, com velocidade de corte constante de 100 m/min.

Na Tabela VI.15, apresentam-se os valores máximos, mínimos e o valor RMS das componentes da força de corte para cada passagem.

Tabela VI.15 - Valores máximos, mínimos e valor RMS (Root Mean Square) das componentes da força de corte na maquinação da liga de titânio com velocidade de corte de 100 m/min.

	1ª Passagem	2ª Passagem	3ª Passagem	4ª Passagem	5ª Passagem
F_x máximo [N]	132,8	136,8	145,3	149,6	167,6
F_x mínimo [N]	-84,7	-87,9	-84,4	-91,7	-106,8
RMS (F_x) [N]	42,1	42,0	47,0	50,5	52,2
F_y máximo [N]	132,1	146,9	144,3	149,0	171,1
F_y mínimo [N]	-143,2	-150,8	-149,3	-133,3	-122,9
RMS (F_y) [N]	56,5	55,6	55,5	55,3	55,9
F_z máximo [N]	21,4	15,9	16,8	19,9	20,0
F_z mínimo [N]	-72,4	-62,5	-62,8	-57,7	-59,2
RMS (F_z) [N]	27,3	21,6	23,0	22,9	19,9

Observando a Figura VI.14 e a Tabela VI.15 conclui-se que para esta velocidade de corte a maior das componentes das forças de corte ocorre simultaneamente no eixo x e y. O pico máximo da força de corte ocorre na quinta passagem para ambos os eixos, com o valor de 167,6 N e 171,1 N, respectivamente. O esforço de corte registado para cada uma das componentes é uniforme à medida que são efetuadas as diversas passagens de corte, não sendo registadas grandes diferenças entres os troços 1, 2 e 3.

Na Figura VI.15, apresenta-se a força de maquinagem para a velocidade de corte de 100 m/min e na Tabela VI.16 a força de maquinagem máxima e o valor RMS da força de maquinagem.

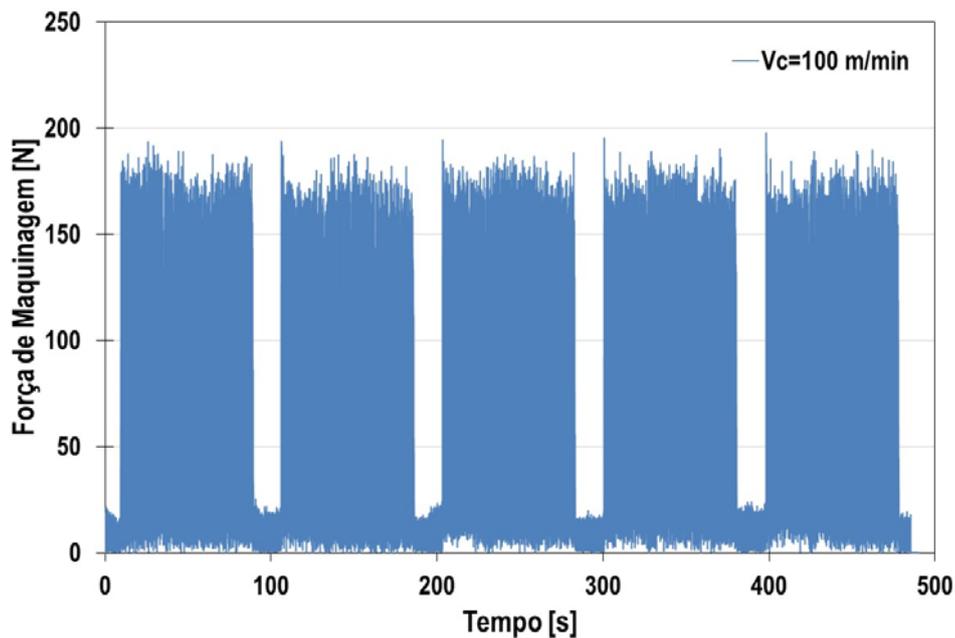


Figura VI.15 - Força de maquinagem para a liga Ti-6Al-4V com velocidade de corte de 100 m/min.

Tabela VI.16 - Força de maquinagem máxima e valor RMS da força de maquinagem, para a liga Ti-6Al-4V, com velocidade de corte de 100 m/min.

	1ª Passagem	2ª Passagem	3ª Passagem	4ª Passagem	5ª Passagem
Força de maquinagem máxima [N]	188,7	193,7	191,7	193,7	197,7
RMS (F_m) [N]	75,6	72,9	76,3	78,3	79,0

Analisando a Figura VI.15 e a Tabela VI.16, é possível verificar que o pico máximo da força de corte ocorre na última passagem de corte. Todas as cinco passagens apresentam uma distribuição da força

de maquinagem sensivelmente uniforme, sendo que em mais nenhuma das velocidades de corte ensaiadas tal foi verificado. Na Tabela VI.17, apresentam-se o valor médio e o desvio padrão da força de maquinagem e do valor RMS da força de maquinagem, obtidos na liga de titânio, para a velocidade de corte de 100 m/min.

Tabela VI.17 - Valores médios e desvio-padrão da força de maquinagem máxima e valor RMS médio da força de maquinagem obtidos para a liga Ti-6Al-4V, com velocidade de corte de 100 m/min.

	Valor médio	Desvio-Padrão
Força de maquinagem máxima [N]	193,1	3,3
RMS (F_m) [N]	76,4	2,4

O valor médio da força de maquinagem máxima apresentou o valor de $193.1 \pm 3,3$ N. Este valor corresponde a um decréscimo de 3,1% quando comparada com o valor da força máxima de maquinagem para a velocidade de 80 m/min, e um aumento de 3,4% e de 14,7% quando comparada com o valor da força de maquinagem máxima para a velocidade de 65 m/min e 50 m/min, respetivamente. Relativamente ao “esforço médio de corte”, este correspondeu a um valor médio de $76,4 \pm 2,4$ N, sendo que o decréscimo foi de aproximadamente 22,4% quando comparado com as velocidades de 80 m/min e de 3,8% quando comparada com a velocidade de 65 m/min.

Relativamente à velocidade de 50 m/min, o valor RMS da força de maquinagem sofreu um aumento de 14,5%. No que diz respeito à evolução da força de maquinagem no domínio das frequências para a velocidade de 100 m/min, os resultados para a primeira passagem são apresentados Figura VI.16 e na Tabela VI.18 apresenta-se a evolução das forças de maquinagem no domínio das frequências para todas as passagens realizadas.

Tal como foi observado para as velocidades de corte anteriores, também para esta velocidade, a força de maquinagem máxima ocorre sempre para a frequência fundamental de 0 Hz, variando desde o valor de 129,2 N na primeira passagem, até 139,4 N na quinta passagem. Os valores de RMS para a força de maquinagem vêm corroborar também aqui que existe uma dependência direta entre os valores de RMS e a força de maquinagem no domínio das frequências. Atendendo que, a fresa apresenta uma rotação de 3981 RPM, ou seja 66,35 rotações por segundo (66,35 Hz), as frequências harmónicas são de 66,35 Hz, 132,70 Hz, 199,05 Hz e assim por diante. As forças de corte são detetadas nas frequências harmónicas.

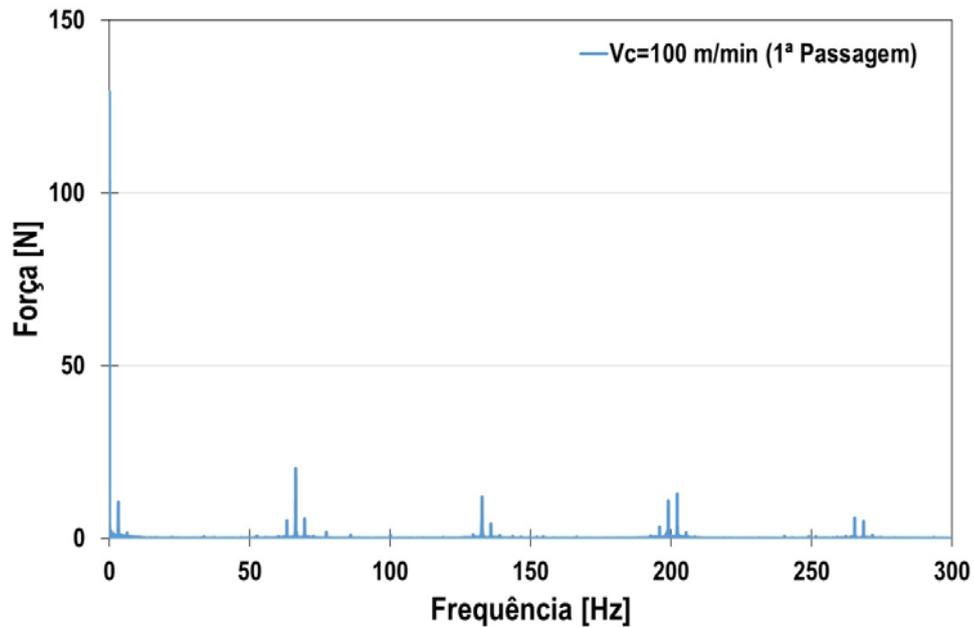


Figura VI.16 - Força de maquinagem na primeira passagem no domínio das frequências, para a liga Ti-6Al-4V com velocidade de corte de 100 m/min.

Tabela VI.18 - Evolução força de maquinagem no domínio das frequências para a liga Ti-6Al-4V com velocidade de corte de 100 m/min.

Referência do Teste	0 Hz	66,35 Hz	132,70 Hz	199,05 Hz
Prov4_Pass_1	129,20	20,23	11,89	10,90
Prov4_Pass_2	125,90	17,52	11,03	10,06
Prov4_Pass_3	132,50	16,74	10,79	9,94
Prov4_Pass_4	138,70	18,18	9,77	9,92
Prov4_Pass_5	139,40	17,20	9,45	10,04

Como conclusão do estudo efetuado para a liga Ti-6Al-4V com diferentes velocidades de corte, na Tabela VI.19 e Figura VI.17, apresenta-se a compilação dos valores da força de maquinagem média e o valor RMS da força de maquinagem efetuada na análise temporal (em função do tempo). É apresentado também a força de maquinagem média determinada na análise de frequência. Tendo como referência a velocidade de corte recomendada pelo fabricante (50 m/min), analisando a tabela e figura verifica-se que o aumento da velocidade de corte para 65 m/min, 80 m/min e 100 m/min, a força de maquinagem no domínio tempo aumentou 11,0%, 18,3% e 14,7%, respetivamente. O aumento da força de maquinagem no domínio frequência foi de 37,7%, 65,8% e 24,4%,

respetivamente. Relativamente ao valor de RMS (“força média necessária para proceder ao corte”) os aumentos percentuais foram bastante diferentes. O valor RMS da força de maquinagem aumentou 18,5% para $V_c= 65$ m/min, 47,0% para $V_c= 80$ m/min e 14,0% para $V_c= 100$ m/min.

Tabela VI.19 - Valores médios e desvio-padrão da força de maquinagem máxima e valor RMS da força de maquinagem para a liga Ti-6Al-4V.

	Vc=50 m/min		Vc=65 m/min		Vc=80 m/min		Vc=100 m/min	
	Valor médio	Desvio- Padrão	Valor médio	Desvio- Padrão	Valor médio	Desvio- Padrão	Valor médio	Desvio- Padrão
Força de maquinagem máxima (tempo) [N]	168,3	14,5	186,8	11,2	199,2	9,5	193,1	3,3
RMS (F_m) [N]	67,0	2,9	79,4	1,2	98,5	5,4	76,4	2,4
Força de maquinagem máxima a 0 Hz (frequência) [N]	106,5	13,3	146,6	5	176,6	11,2	132,5	5,9

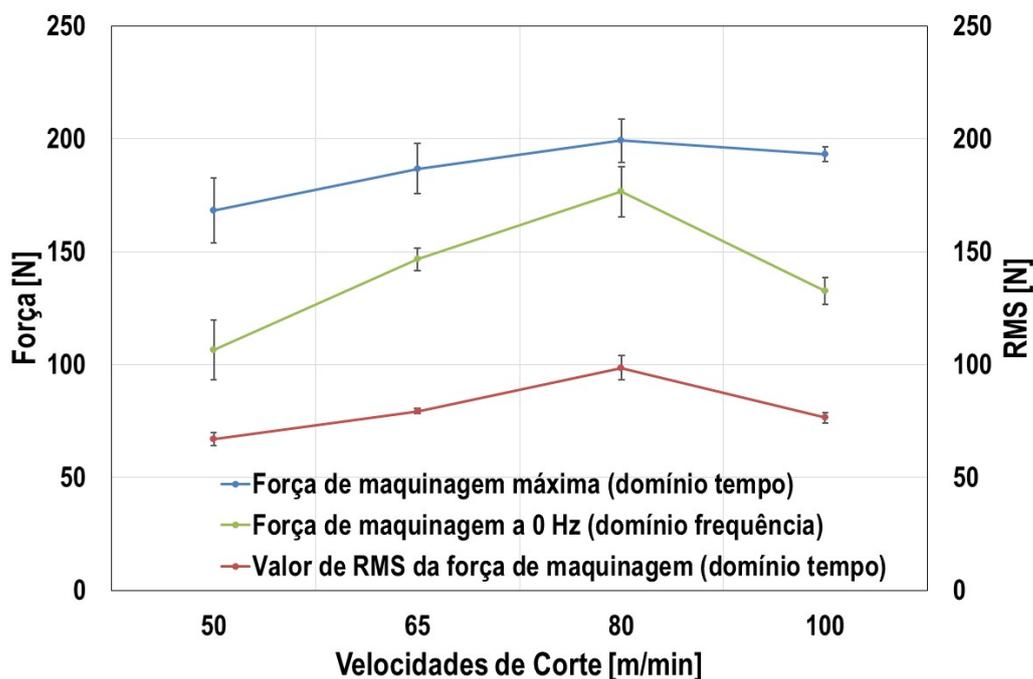


Figura VI.17 - Evolução da força de maquinagem máxima e valor RMS da força de maquinagem para a liga Ti-6Al-4V.

Pelo exposto, a análise da força de corte pode ser realizada recorrendo a diferentes critérios. Analisar a força de maquinagem com base no valor máximo pode induzir em erro, uma vez que esse valor

pode ocorrer muito esporadicamente, num determinado instante, e não voltar a ocorrer. Na análise efetuada para a força de maquinagem tendo como referência o domínio da frequência, foi considerado como principal a força constante (detetada a 0 HZ), não adicionando cumulativamente o esforço dinâmico que ocorre a diferentes frequências. Assim, considera-se que a força de maquinagem calculada com base no valor RMS, será mais elucidativo, exprimindo melhor a “força necessária para proceder ao corte”.

A maior força para promover o corte foi observada para $V_c=80$ m/min, sendo neste caso necessário aproximadamente mais 50% de força, do que na velocidade recomendada pelo fabricante de ferramentas. A velocidade de corte que induz menor esforço de maquinagem é a de 50 m/min. Caso se pretenda aumentar o processo produtivo pela diminuição do tempo de maquinagem, a velocidade recomendada será $V_c=100$ m/min, apesar de existir um pequeno aumento do esforço (cerca de 14,5%). Nesta situação, o aumento de 100% na velocidade de corte, reduz o tempo de maquinagem em 50%.

Chama-se a atenção que nesta análise apenas está a ser considerada unicamente na interpretação dos resultados a força de maquinagem. No entanto, e tal como já se referiu anteriormente, a maquinabilidade depende de outros fatores que têm de ser considerados sendo alguns desses fatores tomados em consideração mais à frente.

VI.1.1.2 - CARATERIZAÇÃO DA MAQUINAGEM DA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO Co-28Cr-6Mo

A metodologia adotada para o estudo das forças de corte na liga de titânio foi também usada na liga de crómio-cobalto. Depois de adquirir os esforços de corte e de se proceder ao seu tratamento para a liga ensaiada com $V_c=50$ m/min, o resultado foi o que se apresenta na Figura VI.18. Na Tabela VI.20, apresentam-se os valores máximos, mínimos e valor RMS das componentes da força de corte para cada passagem.

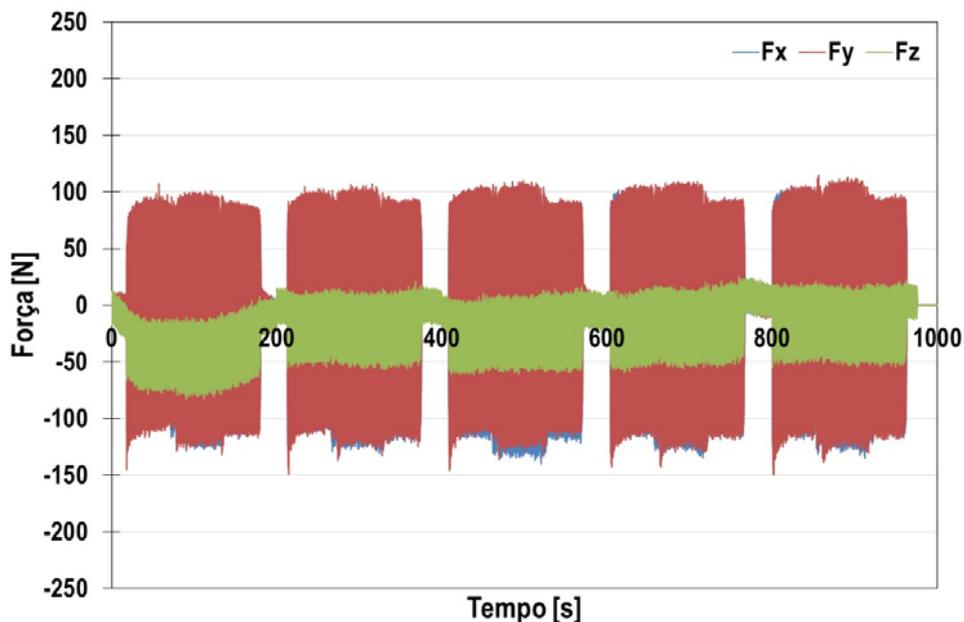


Figura VI.18 - Evolução das componentes da força de corte na maquinação da liga de cromo-cobalto, com velocidade de corte de 50 m/min.

Tabela VI.20 - Valores máximos, mínimos e valor RMS (Root Mean Square) das componentes da força de corte para a liga de cromo-cobalto, com velocidade de corte de 50 m/min.

	1ª Passagem	2ª Passagem	3ª Passagem	4ª Passagem	5ª Passagem
F _x máximo [N]	84,6	89,6	91,2	99,4	102,5
F _x mínimo [N]	-128,6	-134,6	-138,3	-136,9	-135,4
RMS (F _x) [N]	55,0	58,4	59,7	60,1	60,7
F _y máximo [N]	106,3	104,2	107,7	107,0	113,0
F _y mínimo [N]	-141,4	-146,9	-144,3	-141,0	-147,9
RMS (F _y) [N]	57,1	59,6	60,6	61,4	62,2
F _z máximo [N]	12,2	21,2	15,4	25,2	21,9
F _z mínimo [N]	-83,1	-56,7	-60,9	-58,9	-54,5
RMS (F _z) [N]	43,5	24,1	28,8	24,1	21,9

Analisando a Figura VI.18 e a Tabela VI.20, é possível verificar que os valores dos picos das componentes da força de corte apresentam entre passagens valores muito semelhantes e ocorrem sempre na entrada da ferramenta na peça no percurso a maquinação. Para o eixo x o pico máximo ocorre na terceira passagem (-138,3 N) e para o eixo y ocorre na quinta passagem (-147,9 N). Para

o eixo z, o pico ocorre na primeira passagem (-83,1 N). Na Figura VI.18 é possível observar que o gráfico apresenta uma distribuição uniforme e constante em todas as passagens. Na Figura VI.19, apresenta-se a força de maquinagem calculada a partir das componentes da força de corte, e na Tabela VI.21 a força máxima de maquinagem e o valor RMS da força de maquinagem.

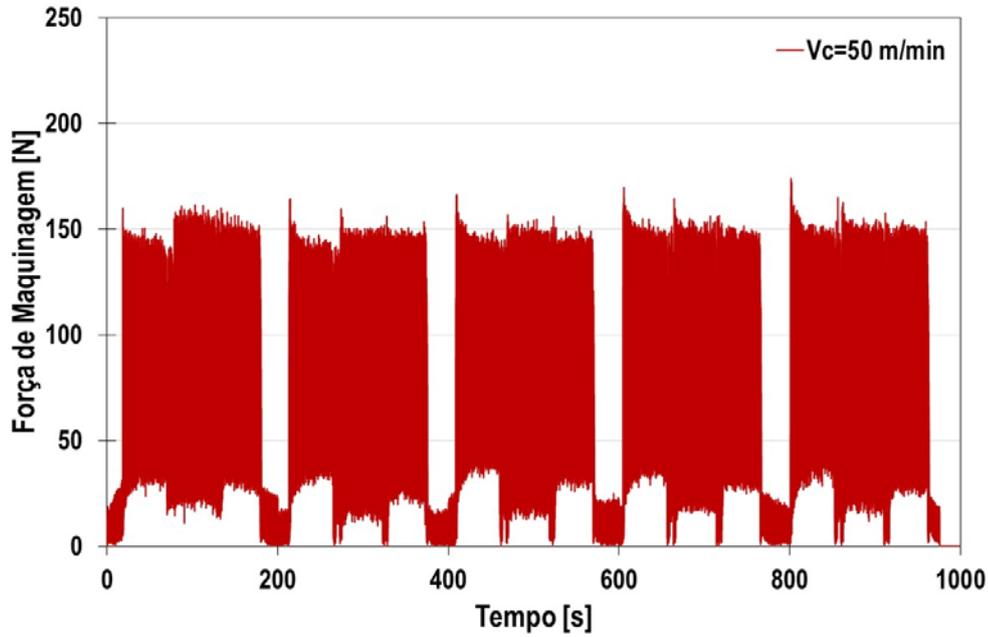


Figura VI.19 - Força de maquinagem para a liga Co-28Cr-6Mo para a velocidade de corte de 50 m/min.

Tabela VI.21 - Força de maquinagem máxima e valor RMS da força de maquinagem, obtidos na liga Co-28Cr-6Mo, com velocidade de corte de 50 m/min.

	1ª Passagem	2ª Passagem	3ª Passagem	4ª Passagem	5ª Passagem
Força de maquinagem máxima [N]	159,0	162,3	164,8	168,4	171,2
RMS (F_m) [N]	90,4	86,9	89,8	89,3	89,6

Com base na Figura VI.19 e Tabela VI.21 é possível observar que o pico máximo da força de maquinagem vai aumentando da primeira para a última passagem (de 159,0 N até 171,2 N), sendo que o pico máximo ocorre sempre no início do processo de corte da passagem em causa. Outro aspeto que é observado na Figura VI.19, diz respeito à evolução da força em cada passagem de corte. Após a primeira passagem, a evolução é muito semelhante, o que indica que as condições de corte não se alteraram entre passagens, A evolução da força de maquinagem na primeira passagem

é ligeiramente diferente e pode ser explicada com a possibilidade de existir micro-desgaste no gume de corte da ferramenta devido ao afiamento da ferramenta que ao iniciar o processo de corte têm tendência a desaparecer e estabilizar durante o corte. Por último, é ainda observado que a força de maquinagem nunca atinge o valor zero durante o corte. Apenas é registado o valor zero nos movimentos em vazio. Relativamente ao valor RMS da força de maquinagem, este tende a ser aproximadamente constante ao longo das cinco passagens (Tabela VI.21), o que está de acordo com a uniformidade descrita para a força de maquinagem. Na Tabela VI.22, é apresentado o valor médio e o desvio padrão da força de maquinagem máxima e o valor RMS da força de maquinagem.

Tabela VI.22 - Valor médio e desvio-padrão da força de maquinagem máxima e valor RMS médio da força de maquinagem para a liga Co-28Cr-6Mo, com velocidade de corte de 50 m/min.

	Valor médio	Desvio-Padrão
Força máxima de Maquinagem [N]	165,1	4,8
RMS (F_m) [N]	89,2	1,3

No que diz respeito à evolução da força de maquinagem no domínio das frequências para a velocidade de 50 m/min, os resultados para a primeira passagem são apresentados na Figura VI.20.

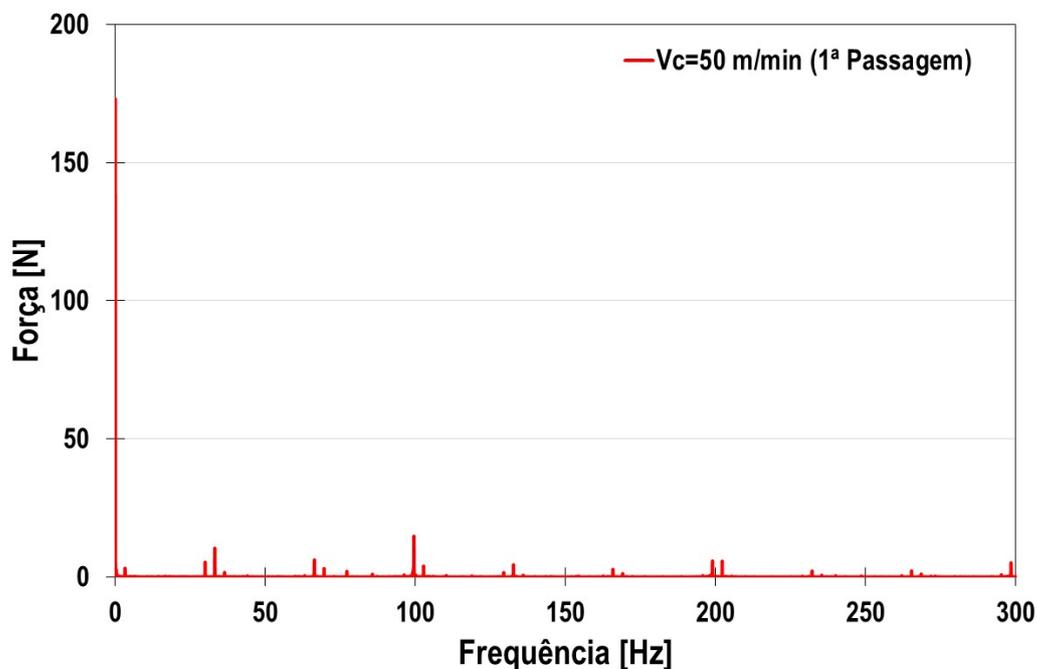


Figura VI.20 - Força de maquinagem na primeira passagem no domínio das frequências, para a liga Co-28Cr-6Mo com velocidade de corte de 50 m/min.

Na Tabela VI.23 apresenta-se a evolução das forças de maquinagem no domínio das frequências para todas as passagens realizadas.

Tabela VI.23 - Evolução força de maquinagem no domínio das frequências para a liga Co-28Cr-6Mo com velocidade de corte de 50 m/min.

Referência do Teste	0 Hz	33,1(6) Hz	66,3(3) Hz	99,5 Hz
Prov5_Pass_1	173,00	10,40	6,08	14,77
Prov5_Pass_2	162,60	10,53	6,11	13,83
Prov5_Pass_3	168,90	9,35	5,84	13,93
Prov5_Pass_4	167,80	10,26	5,82	13,60
Prov5_Pass_5	168,6	10,56	5,54	13,57

Analisando a figura e tabela anteriores conclui-se que em qualquer das 5 passagens, a força de maquinagem máxima ocorre na frequência fundamental de 0 Hz, variando desde um valor máximo de 173 N na primeira passagem até 168,6 N na quinta passagem. Além disso, são registadas frequências harmónicas para a força de maquinagem. Atendendo que a fresa apresenta uma rotação de 1990 RPM ou seja 33,15 rotações por segundo (33,15 Hz), assim as frequências harmónicas são de 33,1(6) Hz, 66,3(3) Hz, 99,5 Hz e assim por diante. Procedendo-se à alteração da velocidade de corte para 65 m/min, após adquirir os esforços de corte e de se proceder ao seu tratamento, o resultado foi o que se apresenta na Figura VI.21.

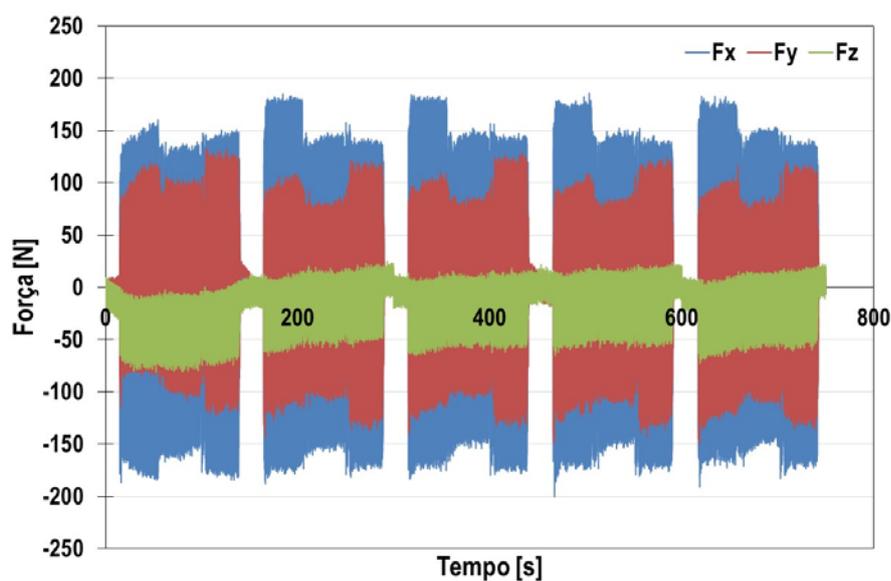


Figura VI.21 - Evolução das componentes da força de corte na maquinagem da liga de cromo-cobalto com velocidade de corte de 65 m/min.

Da análise da Figura VI.21, é possível verificar que, o registo da força de corte em cada eixo é completamente diferente do que se obteve para a velocidade de corte de 50 m/min. Para a velocidade de 65 m/min, existe um aumento significativo do esforço no eixo x, comparativamente com o eixo y. Neste gráfico é possível identificar os movimentos do corte nos troços 1, 2 e 3 sendo observado que mesmo ao fim das 5 passagens, o corte apresenta alguma irregularidade, quando comparado com o esforço de corte a 50 m/min. Na Tabela VI.24, são apresentados os valores máximos, mínimos e o valor RMS das componentes da força de corte para cada passagem.

Tabela VI.24 - Valores máximos, mínimos e valor RMS (Root Mean Square) das componentes da força de corte na maquinagem da liga de crómio-cobalto, com uma velocidade de corte de 65 m/min.

	1ª Passagem	2ª Passagem	3ª Passagem	4ª Passagem	5ª Passagem
F _x máximo [N]	154,8	180,0	178,7	179,7	177,2
F _x mínimo [N]	-186,3	-187,4	-182,8	-199,7	-190,6
RMS (F _x) [N]	80,6	81,8	82,3	82,6	82,6
F _y máximo [N]	132,7	121,0	128,1	123,5	120,8
F _y mínimo [N]	-119,6	-141,6	-136,7	-147,2	-147,8
RMS (F _y) [N]	49,8	53,5	53,8	55,0	55,5
F _z máximo [N]	8,7	25,0	18,5	24,1	21,7
F _z mínimo [N]	-80,2	-65,6	-63,8	-65,3	-72,6
RMS (F _z) [N]	38,3	21,7	24,3	21,8	24,9

Analisado a Tabela VI.24, verifica-se que a maior das componentes das forças de corte é registada no eixo x, sendo que o pico máximo ocorre na quarta passagem (-199,7 N). O esforço de corte nos eixos x, y e z para a velocidade de 65 m/min regista um aumento significativo em comparação com os esforços registados com a velocidade de 50 m/min. Neste caso pode-se afirmar que existe uma relação direta entre o aumento da velocidade de corte e o aumento do esforço de corte. Na Figura VI.22 e Tabela VI.25, apresenta-se a evolução da força de maquinagem para a velocidade de corte de 65 m/min, onde é possível verificar que o pico máximo da força de corte ocorre na quarta passagem de corte, no início do corte. Saliente-se que para cada passagem, os picos da força de corte ocorrem sempre no início da passagem, a quando da entrada da ferramenta no provete, tal como é perfeitamente observado na Figura VI.22. Podemos ainda concluir que para a totalidade deste ensaio

não existe uma uniformidade da força de maquinagem. Relativamente ao valor RMS da força de maquinagem, este apresenta um valor bastante semelhante para todas as passagens.

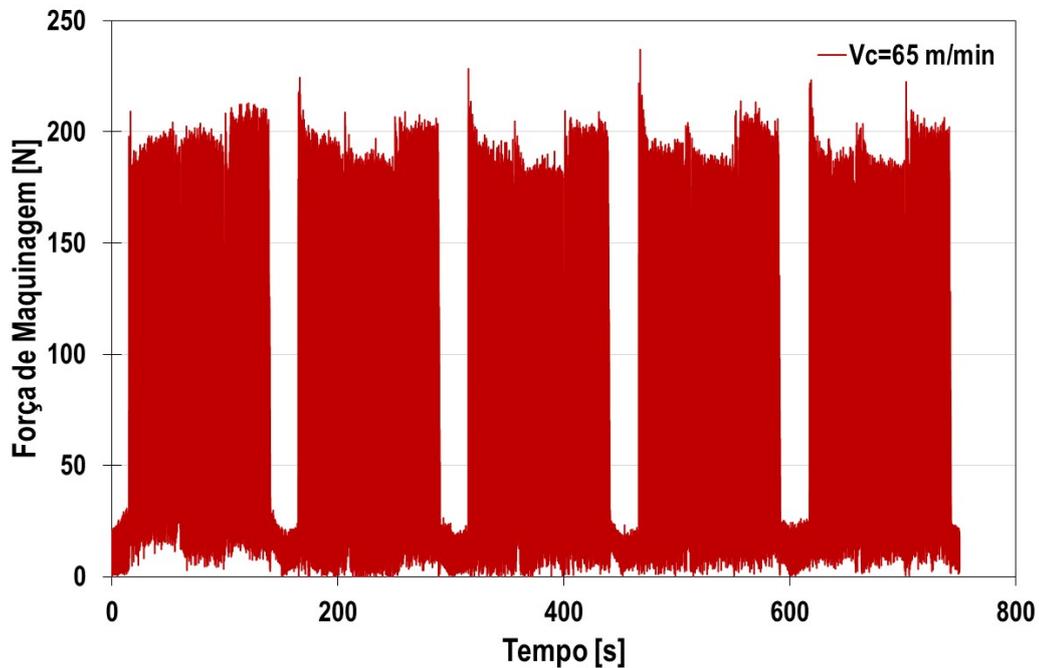


Figura VI.22 - Força de maquinagem para a liga Co-28Cr-6Mo, com velocidade de corte de 65 m/min.

Tabela VI.25 - Força de maquinagem máxima e valor RMS da força de maquinagem para a liga Co-28Cr-6Mo, com velocidade de corte de 65 m/min.

	1ª Passagem	2ª Passagem	3ª Passagem	4ª Passagem	5ª Passagem
Força de maquinagem máxima [N]	212,0	222,8	223,9	236,1	223,0
RMS (F_m) [N]	102,2	100,1	101,3	101,6	102,6

Na Tabela VI.26, apresentam-se o valor médio e o desvio padrão da força de maquinagem máxima e o valor RMS da força de maquinagem. Pode-se dizer que o valor médio da força de maquinagem máxima apresentou o valor de $223,6 \pm 8,5$ N. Este valor corresponde a um aumento de 35,4% quando comparada com o valor da força de maquinagem máxima para a velocidade de 50 m/min. Relativamente à força necessária para proceder ao corte, o “esforço médio de corte” correspondeu a um valor médio de $101,6 \pm 1,0$ N, sendo que aqui o aumento foi de aproximadamente 13,9%.

Tabela VI.26 - Valor médio e desvio-padrão da força de maquinagem máxima e valor RMS médio da força de maquinagem, obtidos na maquinagem da liga Co-28Cr-6Mo, com velocidade de corte de 65 m/min.

	Valor médio	Desvio-Padrão
Força máxima de Maquinagem [N]	223,6	8,5
RMS (F_m) [N]	101,6	1,0

No que diz respeito à evolução da força de maquinagem no domínio das frequências para a velocidade de 65 m/min, os resultados para a primeira passagem são apresentados na Figura VI.23.

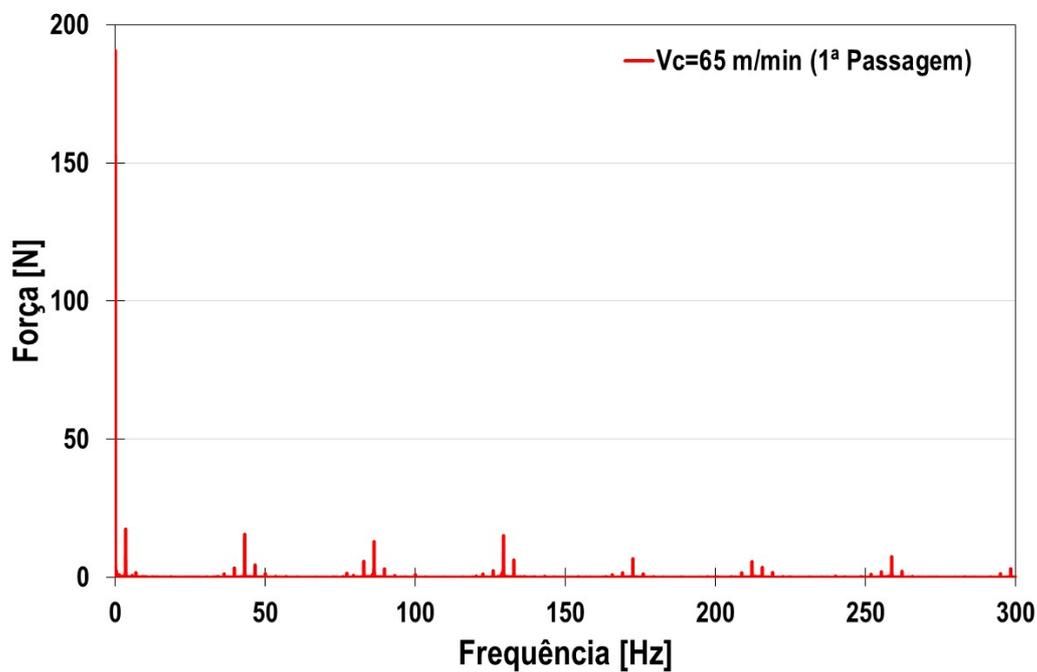


Figura VI.23 - Força de maquinagem na primeira passagem no domínio das frequências, para a liga Co-28Cr-6Mo com velocidade de corte de 65 m/min.

Na Tabela VI.27 apresenta-se a evolução das forças de maquinagem no domínio das frequências para todas as passagens realizadas.

Tabela VI.27 - Evolução força de maquinagem no domínio das frequências para a liga Co-28Cr-6Mo com velocidade de corte de 65 m/min.

Referência do Teste	0 Hz	43,1(3) Hz	86,2(6) Hz	129,4 Hz
Prov6_Pass_1	190,60	15,56	12,95	15,07
Prov6_Pass_2	182,80	20,11	14,12	14,24
Prov6_Pass_3	186,30	14,77	13,36	14,61
Prov6_Pass_4	186,70	19,95	13,92	14,76
Prov6_Pass_5	188,80	16,05	13,82	14,82

Com base nos dados apresentados, é possível identificar que em qualquer das 5 passagens a força de maquinagem máxima ocorre na frequência fundamental de 0 Hz, variando desde um valor máximo de 190,6 N na primeira passagem, até 188,8 N na quinta passagem. Relativamente às outras frequências, atendendo que a fresa apresenta uma rotação de 2588 RPM ou seja 43,1(3) rotações por segundo (43,1(3) Hz), as frequências harmónicas são de 43,1(3) Hz, 86,2(6) Hz, 129,4 Hz e assim por diante. Neste caso, ao contrário dos estudos anteriores, para além das frequências harmónicas mencionadas, também surgiu uma frequência a 3.4 Hz, com uma magnitude semelhante às das frequências harmónicas. Para a velocidade de corte de 80 m/min e depois de adquirir os esforços de corte e de se proceder ao seu tratamento, o resultado foi o que se apresenta na Figura VI.24.

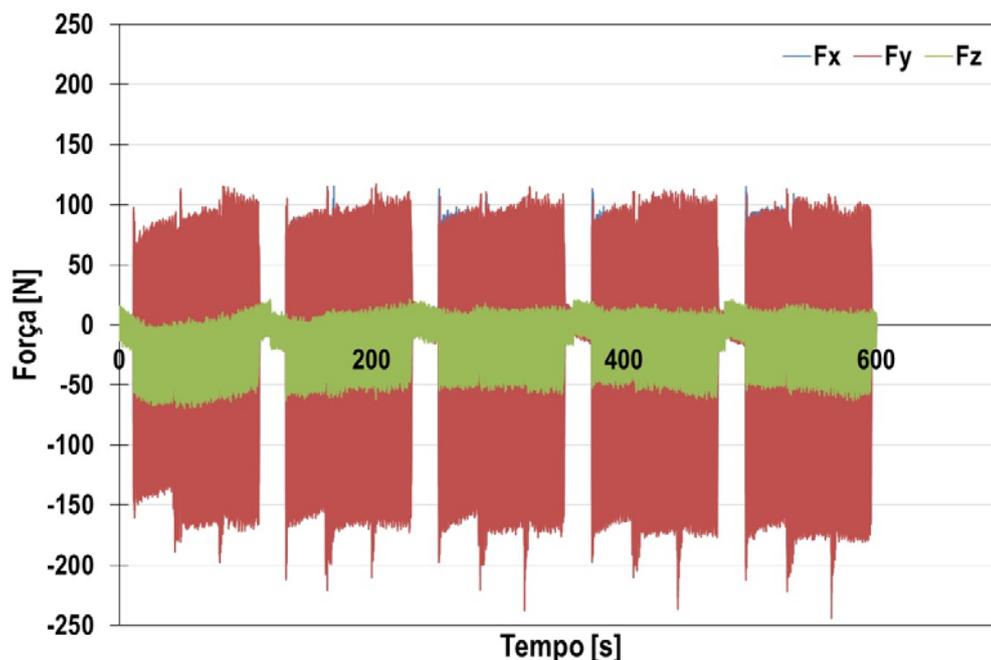


Figura VI.24 - Evolução das componentes da força de corte na maquinagem da liga de cromo-cobalto, com velocidade de corte de 80 m/min.

Na Tabela VI.28, são apresentados os valores máximos, mínimos e o valor RMS das componentes da força de corte para cada passagem. Da análise da Figura VI.24 e Tabela VI.28 conclui-se que para esta velocidade de corte, o registo das forças de corte em cada eixo é equiparada à distribuição registada para a velocidade de 50 m/mim. Ou seja, os valores das forças de corte no eixo x e y apresentam valores semelhantes. Relativamente aos valores máximos, estes ocorrem na quinta passagem para os eixos x e y, com os valores de -189,3 N e -241,8 N, respetivamente. Para o eixo z o pico máximo ocorreu na primeira passagem e apresenta o valor de -68,4 N.

Tabela VI.28 - Valores máximos, mínimos e valor RMS (Root Mean Square) das componentes da força de corte na maquinagem da liga de crómio-cobalto, com uma velocidade de corte de 80 m/min.

	1ª Passagem	2ª Passagem	3ª Passagem	4ª Passagem	5ª Passagem
F _x máximo [N]	96,5	112,9	113,2	113,1	114,9
F _x mínimo [N]	-160,2	-167,9	-179,7	-181,0	-189,3
RMS (F _x) [N]	48,2	51,8	52,0	53,8	54,4
F _y máximo [N]	114,3	116,6	114,4	112,7	113,0
F _y mínimo [N]	-194,3	-220,4	-234,4	-234,0	-241,8
RMS (F _y) [N]	68,0	71,3	72,5	73,7	74,7
F _z máximo [N]	20,8	20,7	18,9	20,6	20,7
F _z mínimo [N]	-68,4	-62,5	-57,4	-61,4	-62,7
RMS (F _z) [N]	30,8	25,1	23,0	23,6	24,4

Conforme é possível observar na figura acima, sempre que existe mudança no troço de corte surge um pico na força de corte. Este facto advém da alternância do movimento da mesa de trabalho, acionada pelos motores da mesa da fresadora, através desaceleração de um motor segundo um dos eixos e aceleração do motor segundo outro eixo. Por último, importa referir que o registo das forças apresenta uma distribuição semelhante ao longo das quatro passagens finais, uma vez que a primeira passagem apresenta algumas diferenças relativamente às restantes.

Na Figura VI.25, apresenta-se a força de maquinagem para a velocidade de corte de 80 m/min e na Tabela VI.29 está representada a força de maquinagem máxima e o valor RMS da força de maquinagem.

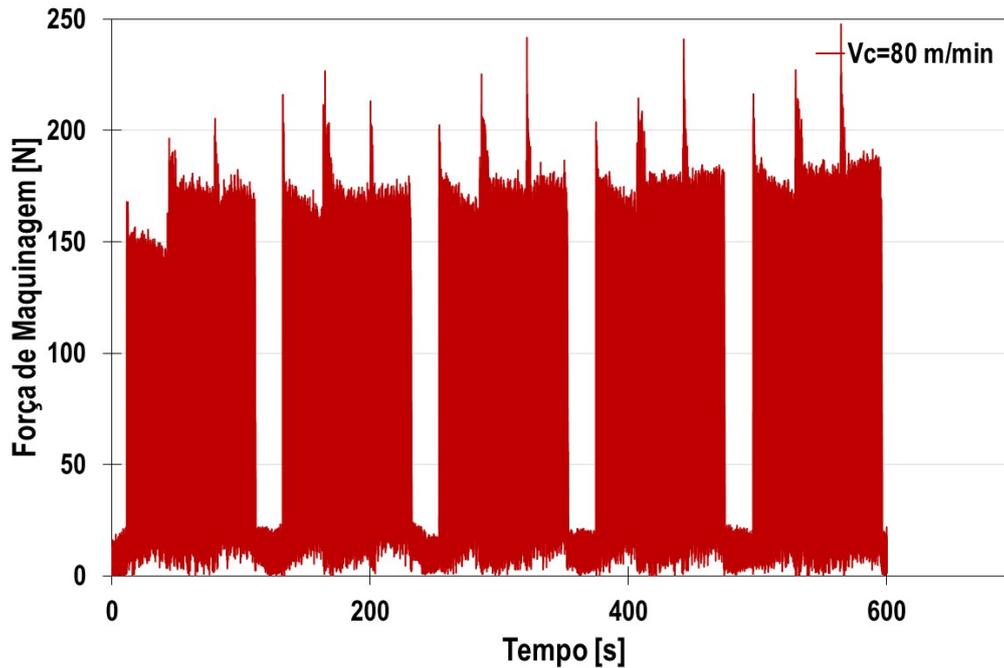


Figura VI.25 - Força de maquinagem para a liga Co-28Cr-6Mo com velocidade de corte de 80 m/min.

Tabela VI.29 - Força de maquinagem máxima e valor RMS da força de maquinagem obtidos na liga Co-28Cr-6Mo, com velocidade de corte de 80 m/min.

	1ª Passagem	2ª Passagem	3ª Passagem	4ª Passagem	5ª Passagem
Força de maquinagem máxima [N]	201,6	225,6	237,8	238,0	245,2
RMS (F_m) [N]	88,8	91,7	92,2	94,3	95,6

Analisando a figura e os valores da tabela conclui-se que caso não existissem os picos da força de maquinagem nas transições dos troços de corte, a força de maquinagem era aproximadamente constante ao longo das últimas quatro passagens. O valor da força de maquinagem máxima registado foi de 245,2 N e ocorreu na última passagem. Relativamente ao valor RMS da força de maquinagem, este apresenta uma evolução ligeiramente crescente desde a primeira passagem (88,8 N), até ao valor de 95,6 N na última passagem. Na Tabela VI.30, apresentam-se o valor médio e o desvio padrão da força de maquinagem máxima e o valor RMS médio da força de maquinagem. O valor médio da força de maquinagem máxima apresentou o valor de $229,6 \pm 17,2$ N. Este valor corresponde a um aumento de 39,0% quando comparada com o valor da força de maquinagem máxima para a

velocidade de 50 m/min e de somente 2,6 % quando comparada com a velocidade de 65 m/min. Relativamente à força necessária para proceder ao corte, o “esforço médio de corte”, este correspondeu a um valor médio de $92,5 \pm 2,6$ N, tendo um aumento de aproximadamente 3,7% relativamente à velocidade de 50 m/min, e a uma diminuição de 9,8% quando comparado com a velocidade de 65 m/min.

Tabela VI.30 - Valor médio e desvio-padrão da força de maquinagem máxima e valor RMS médio da força de maquinagem para a liga Co-28Cr-6Mo, com velocidade de corte de 80 m/min.

	Valor médio	Desvio-Padrão
Força de Maquinagem máxima [N]	229,6	17,2
RMS (F_m) [N]	92,5	2,6

No que diz respeito à evolução da força de maquinagem no domínio das frequências para a velocidade de 80 m/min, os resultados para a primeira passagem são apresentados na Figura VI.26 e na Tabela VI.31 apresenta-se a evolução das forças de maquinagem no domínio das frequências para todas as passagens realizadas.

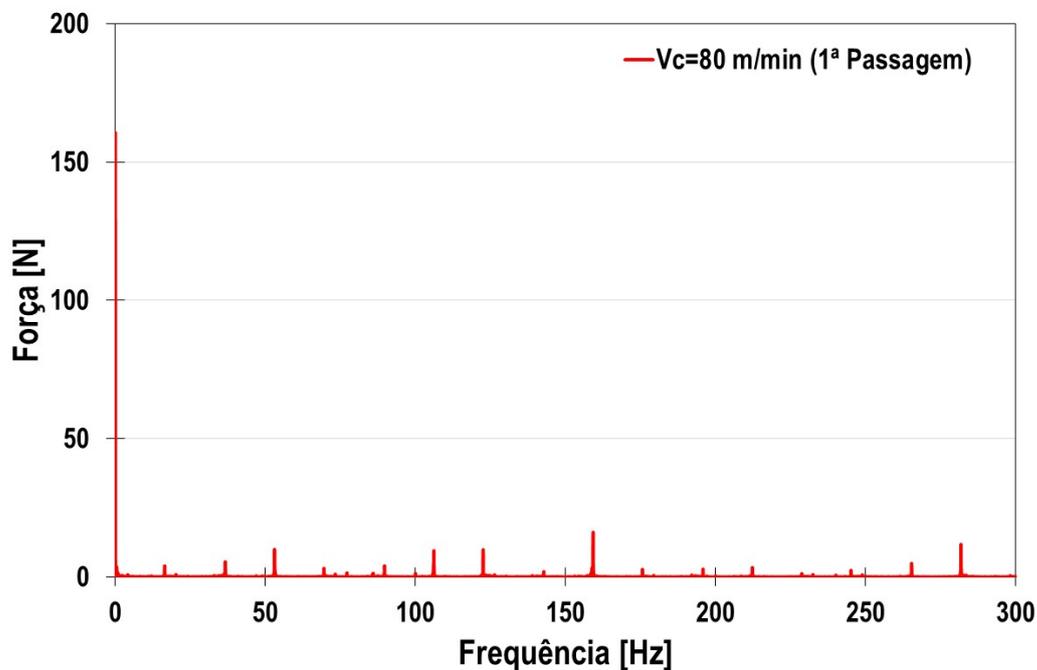


Figura VI.26 - Força de maquinagem na primeira passagem no domínio das frequências, para a liga Co-28Cr-6Mo com velocidade de corte de 80 m/min.

Tabela VI.31 - Evolução força de maquinagem no domínio das frequências para a liga Co-28Cr-6Mo com velocidade de corte de 80 m/min.

Referência do Teste	0 Hz	53,08(3) Hz	106,1(6) Hz	159,25 Hz
Prov7_Pass_1	160,60	8,48	9,49	16,15
Prov7_Pass_2	164,30	9,84	8,65	15,06
Prov7_Pass_3	164,80	9,94	8,53	15,24
Prov7_Pass_4	168,20	10,92	9,07	15,13
Prov7_Pass_5	169,6	12,75	9,77	14,66

Examinando a tabela anterior conclui-se que em qualquer das 5 passagens a força de maquinagem máxima ocorre na frequência fundamental de 0 Hz, variando desde um valor mínimo de 160,6 N na primeira passagem até 169,6 N na quinta passagem. Atendendo que a fresa apresenta uma rotação de 3185 RPM ou seja 53,08(3) rotações por segundo (53,08(3) Hz), as frequências harmónicas são de 53,08(3) Hz, 106,1(6) Hz, 159,25 Hz e assim por diante. Tal como já tinha sido observado anteriormente para a velocidade de corte de 65 m/min, além das frequências referidas anteriormente, há a salientar o aparecimento de mais duas frequências (36,64 Hz e 122,5 Hz) com magnitudes superiores às das frequências harmónicas da rotação da fresa. O aparecimento destas frequências pode estar relacionado com os picos máximos de início de corte observados na Figura VI.25.

Por fim, realizou-se o último ensaio de corte com velocidade de corte de 100 m/min. Após aquisição dos esforços de corte e de se proceder ao seu tratamento, o resultado é apresentado na Figura VI.27 e na Tabela VI.32, apresentam-se os valores máximos, mínimos e o valor RMS das componentes da força de corte para cada passagem.

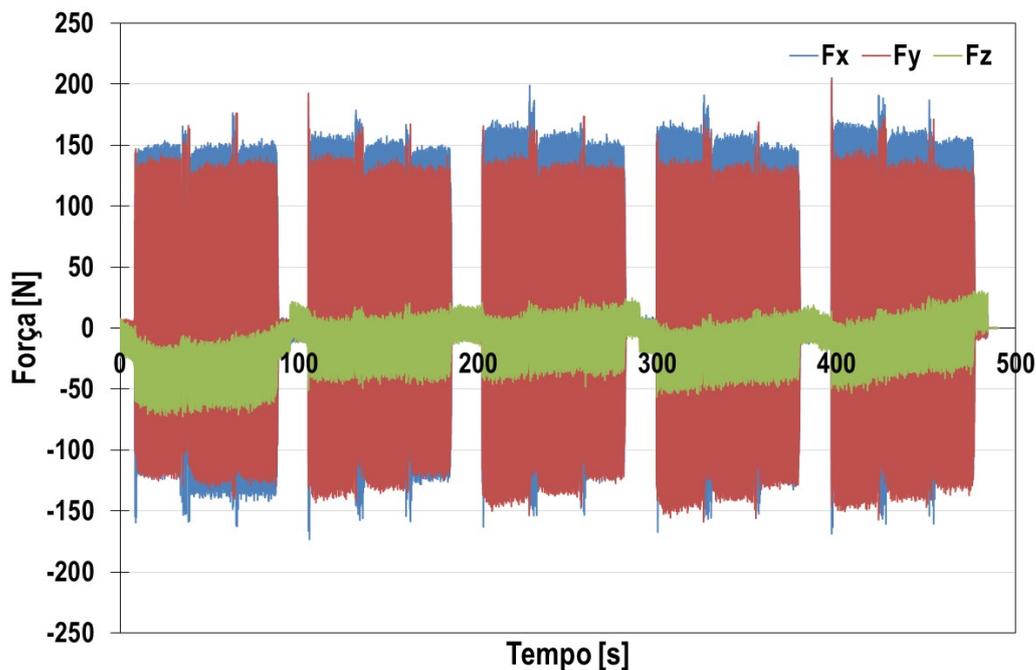


Figura VI.27 - Evolução das componentes da força de corte na maquinação da liga de cromo-cobalto, com velocidade de corte de 100 m/min.

Tabela VI.32 - Valores máximos, mínimos e valor RMS (Root Mean Square) das componentes da força de corte na maquinação da liga de cromo-cobalto, com velocidade de corte de 100 m/min.

	1ª Passagem	2ª Passagem	3ª Passagem	4ª Passagem	5ª Passagem
F_x máximo [N]	173,2	183,0	194,4	187,1	197,6
F_x mínimo [N]	-161,6	-171,1	-161,6	-165,4	-168,5
RMS (F_x) [N]	69,2	69,5	70,8	72,1	72,8
F_y máximo [N]	174,3	191,9	170,8	168,6	202,9
F_y mínimo [N]	-135,6	-139,0	-153,4	-158,7	-157,2
RMS (F_y) [N]	62,3	63,2	64,7	66,0	66,8
F_z máximo [N]	7,7	21,8	25,7	18,7	30,5
F_z mínimo [N]	-72,4	-50,0	-47,3	-55,0	-53,2
RMS (F_z) [N]	38,5	17,9	15,7	23,2	17,8

Analisando a figura e tabela anteriores, conclui-se que a força de corte é maior no eixo x que no eixo y. Relativamente aos valores máximos estes ocorrem na quinta passagem para os eixos x e y, com os valores de 197,6 N e 202,9 N, respetivamente. Para o eixo z, o pico máximo ocorre na primeira

passagem e apresenta um valor de -72,4 N. Sempre que existe mudança no troço de corte (troços 1, 2 e 3) surge um pico na força de corte, conforme é visível na figura acima. Este pico advém da alternância do movimento dos motores da mesa da fresadora, devido à desaceleração de um motor segundo um eixo e aceleração do motor segundo outro eixo. Por último importa referir que, o registo das forças apresenta uma distribuição semelhante ao longo das quatro passagens finais, uma vez que a primeira apresenta pequenas diferenças relativamente às restantes. Na Figura VI.28 e Tabela VI.33, apresenta-se a força de maquinagem, a força de maquinagem máxima e o valor RMS da força de maquinagem.

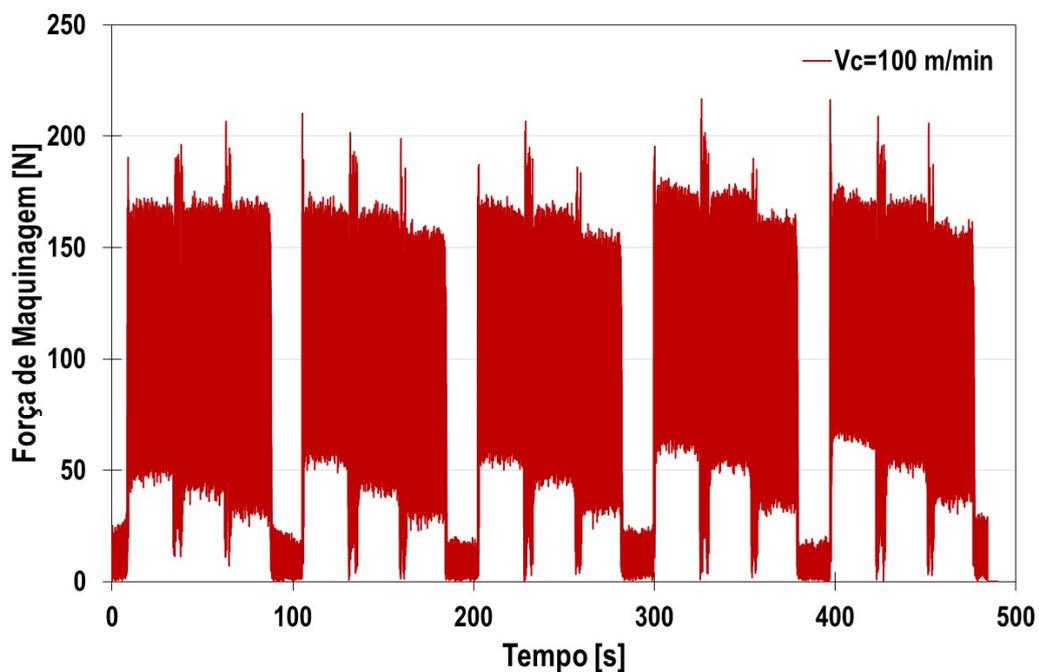


Figura VI.28 - Força de maquinagem para a liga Co-28Cr-6Mo, com velocidade de corte de 100 m/min.

Tabela VI.33 - Força de maquinagem máxima e valor RMS da força de maquinagem para a liga Co-28Cr-6Mo, com velocidade de corte de 100 m/min.

	1ª Passagem	2ª Passagem	3ª Passagem	4ª Passagem	5ª Passagem
Força de maquinagem máxima [N]	203,2	209,8	204,8	215,2	215,6
RMS (F_m) [N]	100,7	95,6	97,2	100,5	100,4

Analisando a Figura VI.28 e a Tabela VI.33, é possível verificar que o pico da força de corte máximo ocorre na última passagem de corte, logo no instante inicial do processo de corte. Tal como já foi mencionado anteriormente para a velocidade de corte de 65 m/min, também para esta velocidade a força de maquinagem não decresce até zero durante o processo de corte.

Relativamente ao valor RMS da força de maquinagem, este apresenta valores semelhantes entre passagens o que traduz uniformidade do corte. Na Tabela VI.34, apresentam-se o valor médio e o desvio padrão da força de maquinagem máxima e o valor RMS da força de maquinagem. Observa-se que o valor médio da força de maquinagem máxima apresenta o valor de $209,7 \pm 5,7$ N. Este valor corresponde a um decréscimo de 9,4% e de 6,6%, quando comparada com o valor da força de maquinagem máxima para a velocidade de 80 m/min e 65 m/min, respetivamente, e um aumento de 27,0% quando comparada com o valor da força de maquinagem máxima para a velocidade de 50 m/min.

Relativamente à força necessária para proceder ao corte, o “esforço médio de corte” correspondeu a um valor médio de $98,9 \pm 2,3$ N, sendo que neste caso o aumento foi de aproximadamente 6,9% e 10,8% quando comparada com as velocidades de 80 m/min e 50 m/min, e uma diminuição de 2,7% relativamente à velocidade de 65 m/min

Tabela VI.34 - Valor médio e desvio-padrão da força de maquinagem máxima e valor RMS médio da força de maquinagem, na liga Co-28Cr-6Mo, com velocidade de corte de 100 m/min.

	Valor médio	Desvio-Padrão
Força de maquinagem máxima [N]	209,7	5,7
RMS (F_m) [N]	98,9	2,3

Na Figura VI.29, apresenta-se a evolução da força de maquinagem no domínio das frequências, para a primeira passagem e na Tabela VI.35 apresenta-se a evolução das forças de maquinagem no domínio das frequências para todas as passagens realizadas.

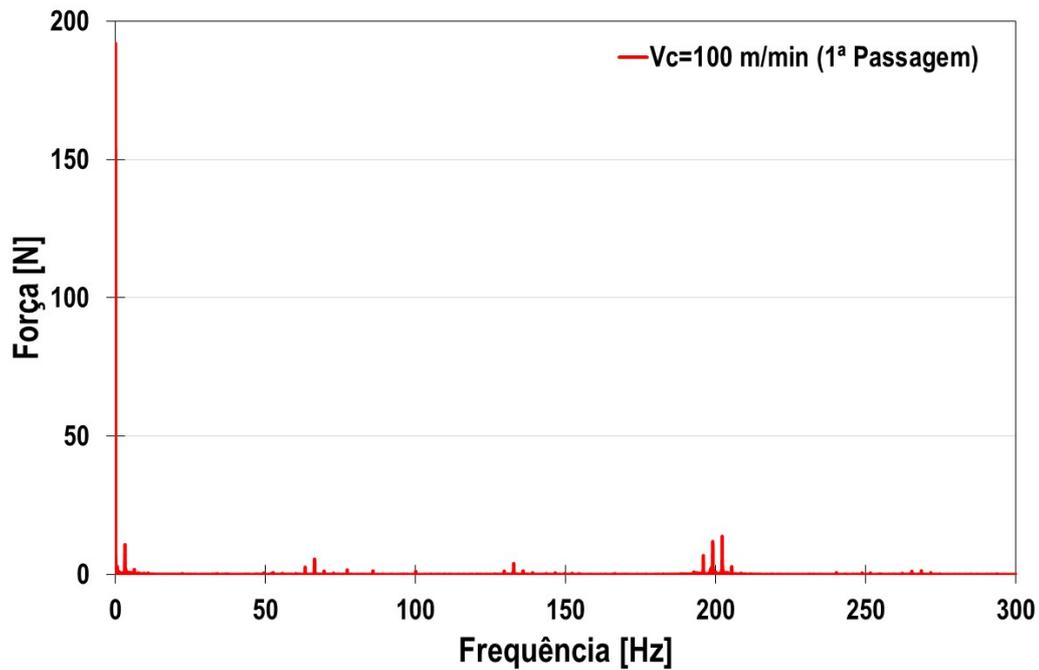


Figura VI.29 - Força de maquinagem na primeira passagem no domínio das frequências, para a liga Co-28Cr-6Mo com velocidade de corte de 100 m/min.

Tabela VI.35 - Evolução força de maquinagem no domínio das frequências para a liga Co-28Cr-6Mo com velocidade de corte de 100 m/min.

Referência do Teste	Valor a 0 Hz	66,35 Hz	132,7 Hz	199,05 Hz
Prov8_Pass_1	192,00	5,59	-	11,95
Prov8_Pass_2	181,3	4,41	-	10,15
Prov8_Pass_3	185,00	3,96	-	10,10
Prov8_Pass_4	191,1	6,63	-	10,31
Prov8_Pass_5	191,3	3,77	-	10,05

É possível observar que tal como tem ocorrido para as velocidades anteriores, também para esta velocidade a força de maquinagem máxima ocorre na frequência fundamental de 0 Hz, variando desde o valor de 192,0 N na primeira passagem até 191,3 N na quinta passagem. Os valores de RMS vêm corroborar que existe uma dependência direta entre os valores de RMS e a análise da força de maquinagem no domínio das frequências, uma vez que apresentam o mesmo andamento. Atendendo que a fresa apresenta uma rotação de 3981 RPM ou seja 66,35 rotações por segundo (66,35 Hz), as frequências harmônicas são de 66,35 Hz, 132,7 Hz, 199,05 Hz e assim por diante. No entanto, tal

como já se tinha mencionado para a velocidade de 80 m/min, também para esta velocidade, além destas frequências harmónicas surgem duas frequências com valor de força bastante significativas (3,2 Hz e 202,1 Hz). Além disso, para a frequência harmónica de 132,7 Hz, não é registado qualquer valor de força de maquinagem.

Como conclusão do estudo efetuado para a liga Co-28Cr-6Mo com diferentes velocidades de corte, na Tabela VI.36 e Figura VI.30, apresenta-se a compilação dos valores da força de maquinagem média e o valor RMS da força de maquinagem efetuada na análise temporal (em função do tempo). É apresentado também a força de maquinagem média determinada na análise de frequência. Tendo como referência a velocidade de corte recomendada pelo fabricante (50 m/min), com o aumento da velocidade de corte para 65 m/min, 80 m/min e 100 m/min, a força de maquinagem no domínio tempo aumentou cerca de 35,4%, 39,0% e 27,0%, respetivamente. Relativamente à força de maquinagem no domínio da frequência, os aumentos foram de 10,7%, e 13,3%, para as velocidades de 65 m/min e 100 m/min, respetivamente, sendo registado um decréscimo de 2,3 % para a velocidade de 80 m/min. Relativamente ao valor RMS ("força necessária para proceder ao corte"), os aumentos percentuais foram 13,9%, 3,7% e 10,8%, respetivamente.

Tabela VI.36 - Valores médios e desvio-padrão da força de maquinagem máxima e valor RMS da força de maquinagem para a liga Co-28Cr-6Mo.

	Vc=50 m/min		Vc=65 m/min		Vc=80 m/min		Vc=100 m/min	
	Valor médio	Desvio-Padrão	Valor médio	Desvio-Padrão	Valor médio	Desvio-Padrão	Valor médio	Desvio-Padrão
Força de maquinagem máxima (tempo) [N]	165,1	4,8	223,6	8,5	229,6	17,2	209,7	5,7
RMS (F_m) [N]	89,2	1,3	101,6	1	92,5	2,6	98,9	2,3
Força de maquinagem máxima (frequência) [N]	168,6	3,7	186,7	2,9	164,8	3,5	191,1	4,8

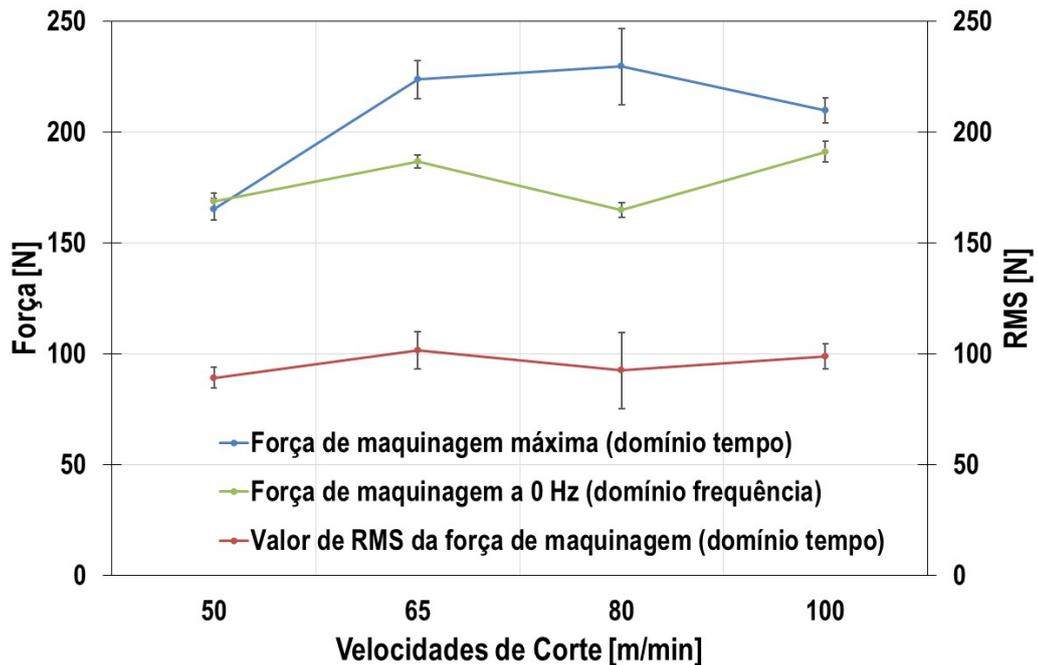


Figura VI.30 - Evolução da força de maquinagem máxima e valor RMS da força de maquinagem para a liga Co-28Cr-6Mo.

Tal como já foi referido anteriormente, a análise da força de maquinagem pelo seu valor máximo pode induzir em erro, uma vez que esse valor pode ocorrer num determinado instante e não voltar a ocorrer, pelo que a análise da força de maquinagem com recurso ao cálculo do valor RMS é mais elucidativo, devendo ser considerado como a “força necessária para proceder ao corte”. Da análise anterior conclui-se que o uso de maior força para promover o corte ocorre para a velocidade de corte de 65 m/min, sendo neste caso necessário exercer aproximadamente mais 13,9% de força, do que na velocidade recomendada pelo fabricante de ferramentas. A velocidade de corte que induz menos esforço de corte é a de 50 m/min. Caso se pretenda aumentar o processo produtivo (diminuição do tempo de maquinagem), apesar de existir um pequeno aumento do esforço (cerca de 3,7%), a velocidade aconselhada seria a de 80 m/min.

Chama-se a atenção que nesta análise apenas está a ser considerada unicamente os resultados obtidos na aquisição das forças de corte. Tal como já foi referido anteriormente, a maquinabilidade depende também de outros fatores que deverão ser considerados, sendo alguns desses fatores tomados em consideração mais à frente.

VI.1.2 - DESGASTE DA FERRAMENTA

Como já se referiu anteriormente, foram usadas oito fresas integrais nos procedimentos experimentais, cada uma delas num ensaio distinto. Na figura seguinte apresenta-se a imagem da ferramenta no seu estado inicial, sendo que o o ângulo de ataque (γ) é de $10,5^\circ$, o ângulo de saída (α) $13,5^\circ$ e o ângulo da hélice de 45° .

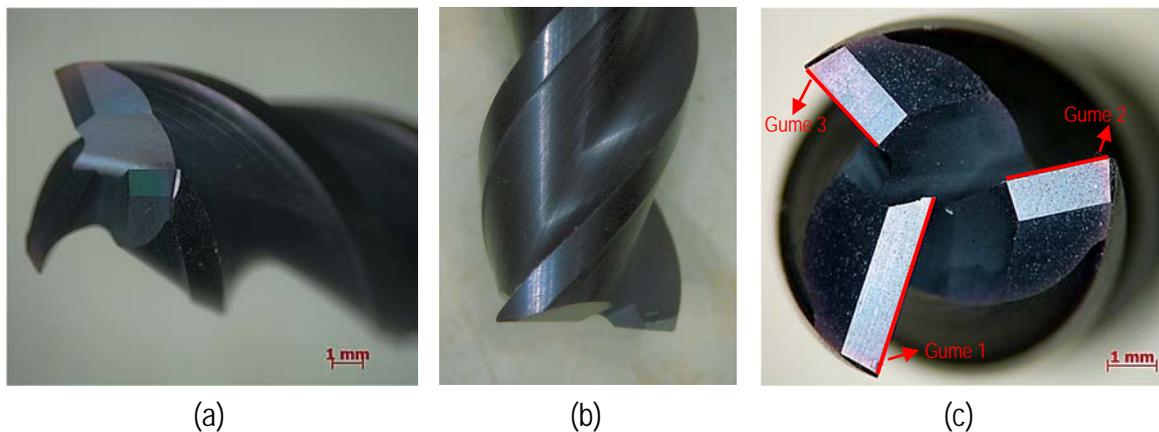


Figura VI.31 - Vista da ferramenta em perspectiva (a), na vista frontal (b) e vista de topo com identificação dos gumes de corte (c).

Analisando as figuras anteriores é possível observar que o comprimento do gume de corte 1 apresenta um comprimento que é aproximadamente o dobro dos restantes 2 gumes, sendo que o gume 2 e 3 apresentam um comprimento semelhante. A razão para que exista uma diferença no comprimento dos 3 gumes de corte deve-se principalmente à ferramenta ter possibilidade de fazer cortes segundo o eixo de revolução, como são os casos das estratégias de mergulho (*plunging*), entrada em rampa ou helicoidal onde a ferramenta necessita de possuir capacidade de corte segundo a direção do eixo Z. Relativamente à análise do desgaste das ferramentas, esta foi observada sempre depois de se ter efetuado todo o corte no provete, após realizar as 5 passagens de corte. Na Tabela VI.37 apresenta-se comprimento e o tempo que a ferramenta esteve em processo de corte em função do material e da velocidade de corte.

Tabela VI.37 - Tempo de maquinagem e comprimento de corte usados na determinação do desgaste das ferramentas.

Material	Velocidade de corte [m/min]	Tempo Aprox. [seg.]	Comprimento de corte [mm]
	50	1000	
Ti-6Al-4V	65	750	1590
e	80	600	
Co-28Cr-6Mo	100	490	

Analisando a tabela, verifica-se que o comprimento percorrido pelas oito ferramentas usadas nos ensaios experimentais foi sempre o mesmo, ou seja 1590 mm, sendo que este comprimento é o comprimento resultante das cinco passagens de corte. Importa referir que a análise ao desgaste das ferramentas foi realizada depois de se proceder ao registo dos ensaios das forças de corte. A metodologia adotada foi a mesma para as duas ligas em estudo: Fotografaram-se as ferramentas na vista de topo (Figura VI.31 c), na vista frontal para identificação da superfície de flanco e da aresta de flanco (Figura VI.32) na vista frontal para identificação da face de ataque e da aresta de flanco (Figura VI.33).

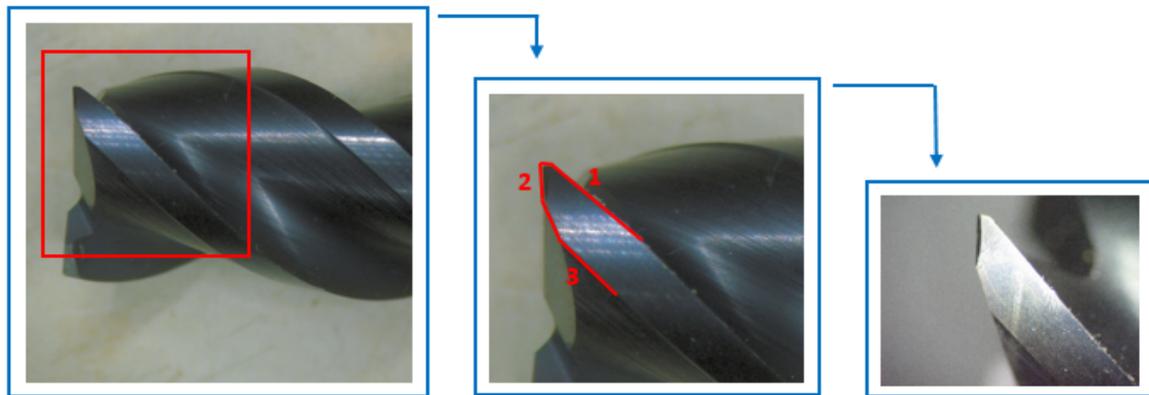


Figura VI.32 - Vista frontal da ferramenta com identificação da superfície de flanco que contém as arestas 1-2-3. Aresta 1 é designada de aresta de flanco.

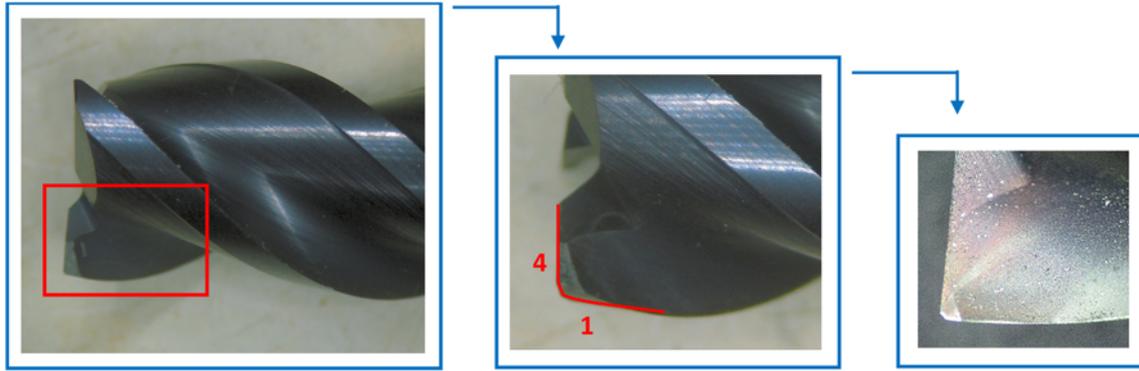


Figura VI.33 - Vista frontal da ferramenta com identificação da face de ataque, que contém as arestas 1-4.
Aresta 1 é designada de aresta de flanco.

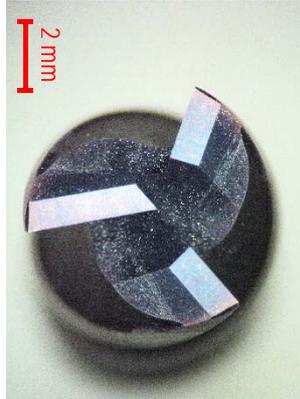
A análise do desgaste da ferramenta incidiu nas arestas do gume 1, gume 2 e gume 3, observadas na vista de topo da ferramenta, e na análise do desgaste da aresta de flanco (aresta 1), que simultaneamente faz parte da superfície de flanco e da face de ataque. Na Tabela VI.38, apresenta-se a vista de topo das oito ferramentas, após terem sido realizados os ensaios de corte. Analisando estas imagens, conclui-se que não são identificadas diferenças significativas dignas de realce, em qualquer um dos três gumes de corte, para qualquer das ferramentas.

Na Tabela VI.39 são apresentadas as fotografias da superfície de flanco (imagem equivalente à Figura VI.32) de cada um dos 3 gumes de corte da ferramenta, após realização dos ensaios na liga de titânio. É possível observar que à medida que se aumentou a velocidade de corte, começou a surgir o fenómeno de adesão de aparas à aresta 1 (aresta de flanco) da ferramenta. Note-se que para a velocidade de 100 m/min, em qualquer um dos 3 gumes de corte, é possível identificar aparas coladas à ferramenta. A justificação para que ocorra a adesão das aparas deve às propriedades do titânio, nomeadamente à sua ductilidade e baixo coeficiente de condutibilidade térmica.

Co-28Cr-6Mo



Ti-6Al-4V



Vc 50 m/min

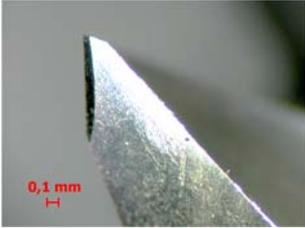
Vc 65 m/min

Vc 80 m/min

Vc 100 m/min

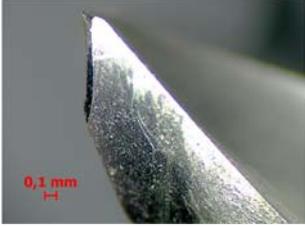
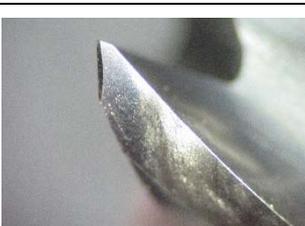
Tabela VI.38 - Vista de topo das ferramentas utilizadas nos ensaios com diferentes velocidades de corte, após o procedimento experimental.

Tabela VI.39 - Análise do desgaste na superfície de flanco da ferramenta, para a maquinagem da liga de titânio com diferentes velocidades de corte.

Ti-6 Al-4V	Gume 1	Gume 2	Gume 3
Vc 50 m/min			
Vc 65 m/min			
Vc 80 m/min			
Vc 100 m/min			

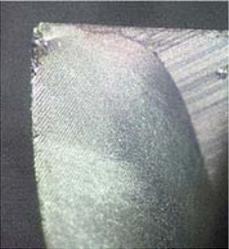
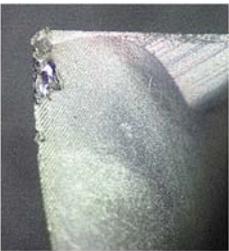
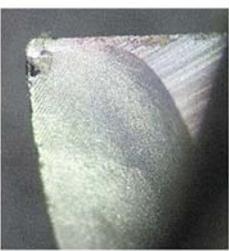
Na Tabela VI.40, apresenta-se as fotografias da superfície de flanco (imagem equivalente à Figura VI.32) de cada um dos 3 gumes de corte da ferramenta., para a maquinagem da liga de cromo-cobalto. Ao contrário do que aconteceu com a liga de titânio, na liga de cromo-cobalto não se deslumbra o aparecimento de adesão de apra na ferramenta de corte, para qualquer das velocidades de corte utilizadas. Relativamente ao desgaste da aresta d flanco observada a partir da superfície de flanco, tal como se procedeu para as ferramentas da liga de titânio, também se efetuaram ampliações localizadas, no entanto não se consegue discernir de forma visível qualquer tipo de desgaste.

Tabela VI.40 - Análise do desgaste na superfície de flanco da ferramenta, para a maquinagem da liga de cromo-cobalto com diferentes velocidades de corte.

Co-28Cr-6Mo	Gume 1	Gume 2	Gume 3
Vc 50 m/min			
Vc 65 m/min			
Vc 80 m/min			
Vc 100 m/min			

Na Tabela VI.41, apresenta-se as fotografias da face de ataque (imagem equivalente à Figura VI.33) para cada gume de corte, tanto para a liga de titânio como para a liga de cromo cobalto. Analisando a figura mencionada para o caso da liga de titânio, observa-se adesão da avara. É notório o aumento da adesão de avara aos gumes de corte à medida que aumentou a velocidade de corte.

Tabela VI.41 - Análise do desgaste na face de ataque da ferramenta, para a maquinagem das ligas de titânio e de cromo-cobalto com diferentes velocidades de corte.

Vc [m/min]	Ti-6 Al-4V			Co-28Cr-6Mo		
	Gume 1	Gume 2	Gume 3	Gume 1	Gume 2	Gume 3
50						
65						
80						
100						

A adesão e formação de aresta postiça de corte é um fenómeno muito característico das ligas de titânio com estrutura alfa e alfa + beta. A afinidade química, o encruamento e o aumento da temperatura com o aumento da velocidade de corte são alguns dos fatores impulsionadores deste processo. A adesão provoca com o decorrer do processo a remoção de pequenas porções de material da ferramenta nas arestas, originando desta forma alterações nas condições de corte. Em resultado do aumento de temperatura durante o corte, o titânio apresenta uma forte tendência para se ligar com o material da ferramenta de corte, potenciando o desgaste da ferramenta e aumentando a probabilidade de esta colapsar (Komanduri & Turkovich, 1981). Para a velocidade recomendada pelo fabricante das ferramentas (50 m/min) não se verifica adesão de apra no gume de corte. Em suma, pode-se dizer que o desgaste de aresta de flanco registado para qualquer das velocidades analisadas é pequeno. No entanto, é notório o aumento da formação de aresta postiça de corte à mediada que aumenta a velocidade de corte. Para a liga de crómio-cobalto e para qualquer das velocidades analisadas não existe adesão da apra na ferramenta, existindo desgaste da aresta de flanco, que vai aumentando com o aumento da velocidade de corte. Na Tabela VI.42 e Tabela VI.43 apresentam-se os valores de desgaste da aresta de flanco, medidos na face de ataque. Os valores são apresentados em função da velocidade de corte, para a liga de titânio e crómio-cobalto, respetivamente.

Tabela VI.42 - Desgaste na aresta de flanco medido na face de ataque, nos ensaios realizados na liga de Titânio.

Velocidade de corte [m/min]	Gume 1 [mm]	Gume 2 [mm]	Gume 3 [mm]	Média [mm]	Desvio-Padrão [mm]
50	0,04	0,06	0,08	0,06	0,02
65	0,05	0,06	0,07	0,06	0,01
80	0,06	0,07	0,08	0,07	0,01
100	0,07	0,08	0,09	0,08	0,01

Tabela VI.43 - Desgaste na aresta de flanco medido na face de ataque, nos ensaios realizados na liga de Crómio-Cobalto.

Velocidade de corte [m/min]	Gume 1 [mm]	Gume 2 [mm]	Gume 3 [mm]	Média [mm]	Desvio-Padrão [mm]
50	0,09	0,06	0,08	0,77	0,02
65	0,06	0,05	0,07	0,06	0,01
80	0,09	0,07	0,09	0,09	0,01
100	0,08	0,11	0,10	0,10	0,02

Na Figura VI.34 estão representados os valores médios e o desvio padrão do desgaste das ferramentas, em função das velocidades de corte estudadas.

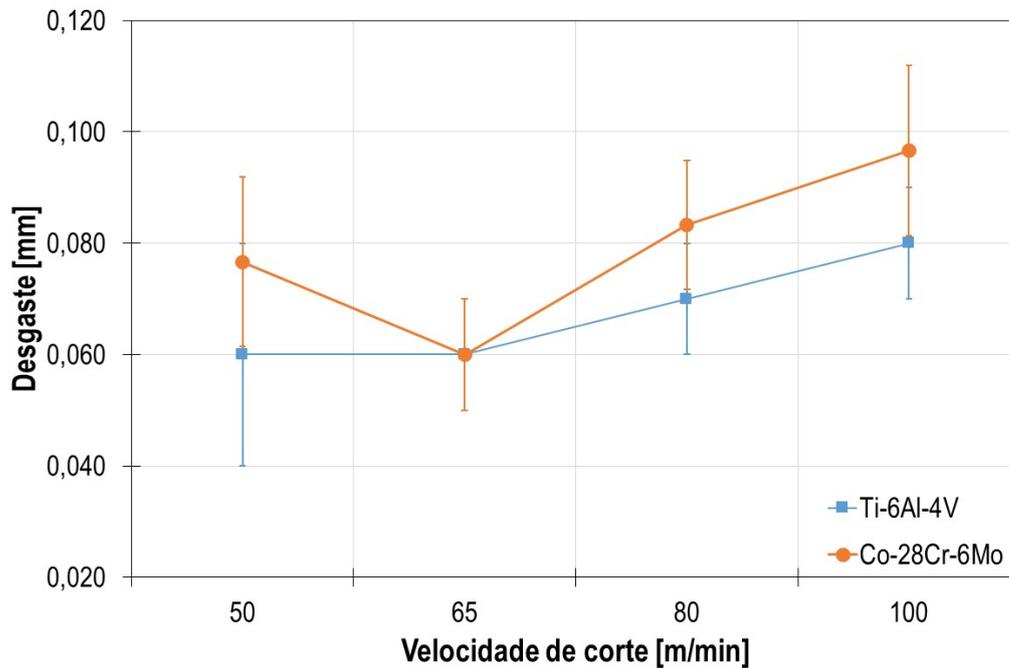


Figura VI.34 - Evolução do desgaste da aresta de flanco em função da velocidade de corte para as ligas de titânio e cromo-cobalto.

Observando a figura é possível concluir que o desgaste das ferramentas tende a aumentar com o aumento da velocidade de corte. No entanto, o valor limite de desgaste adotado usualmente na literatura (desgaste de flanco médio, $VB = 0,3$ mm) não foi alcançado para qualquer dos materiais e para qualquer das velocidades de corte estudadas. Na velocidade de 65 m/min existiu uma ligeira diminuição do valor de desgaste da aresta de flanco para a liga de cromo-cobalto, e manutenção para a liga de titânio. Para as velocidades mais altas, os valores do desgaste das ferramentas, tendem a aumentar gradualmente da mesma forma para as duas ligas ensaiadas.

VI.1.3 - GEOMETRIA DA APARA

As aparas recolhidas nos diferentes testes de corte realizados foram colocadas em resina term endurecível e sujeitas a operações de desbaste com lixas carboneto de silício, posterior polimento e no final observadas em microscopia ótica.

Na Figura VI.35 apresentam-se as aparas da liga de titânio obtidas durante os ensaios experimentais para as diferentes velocidades de corte. Da análise das figuras conclui-se que o comprimento das aparas tende a ser longo. Em que a geometria da apara é serrilhada, com uma melhor definição da serrilha para a velocidade de corte de 80 m/min. Para as restantes velocidades existem algumas cristas formadas na apara que tem tendência a aumentar de dimensão à medida que se aumenta a velocidade de corte.

A forma de apara obtida está de certa forma em contradição com o que é referido por Komanduri (1982) e Sun *et al.* (2009) que referem que as tensões de corte e a instabilidade termoplástica que advém da maquinagem das ligas de titânio, provocam uma apara que não é uniforme durante o processo de maquinagem, pois é localizada numa estreita faixa que origina uma apara serrilhada. Estes autores referem que a apara de titânio apresenta uma forma serrilhada devido ao comprimento de contacto entre a apara e a ferramenta ser bastante curto, promovendo que as elevadas temperatura de corte e tensões ocorram junto da ponta da ferramenta.

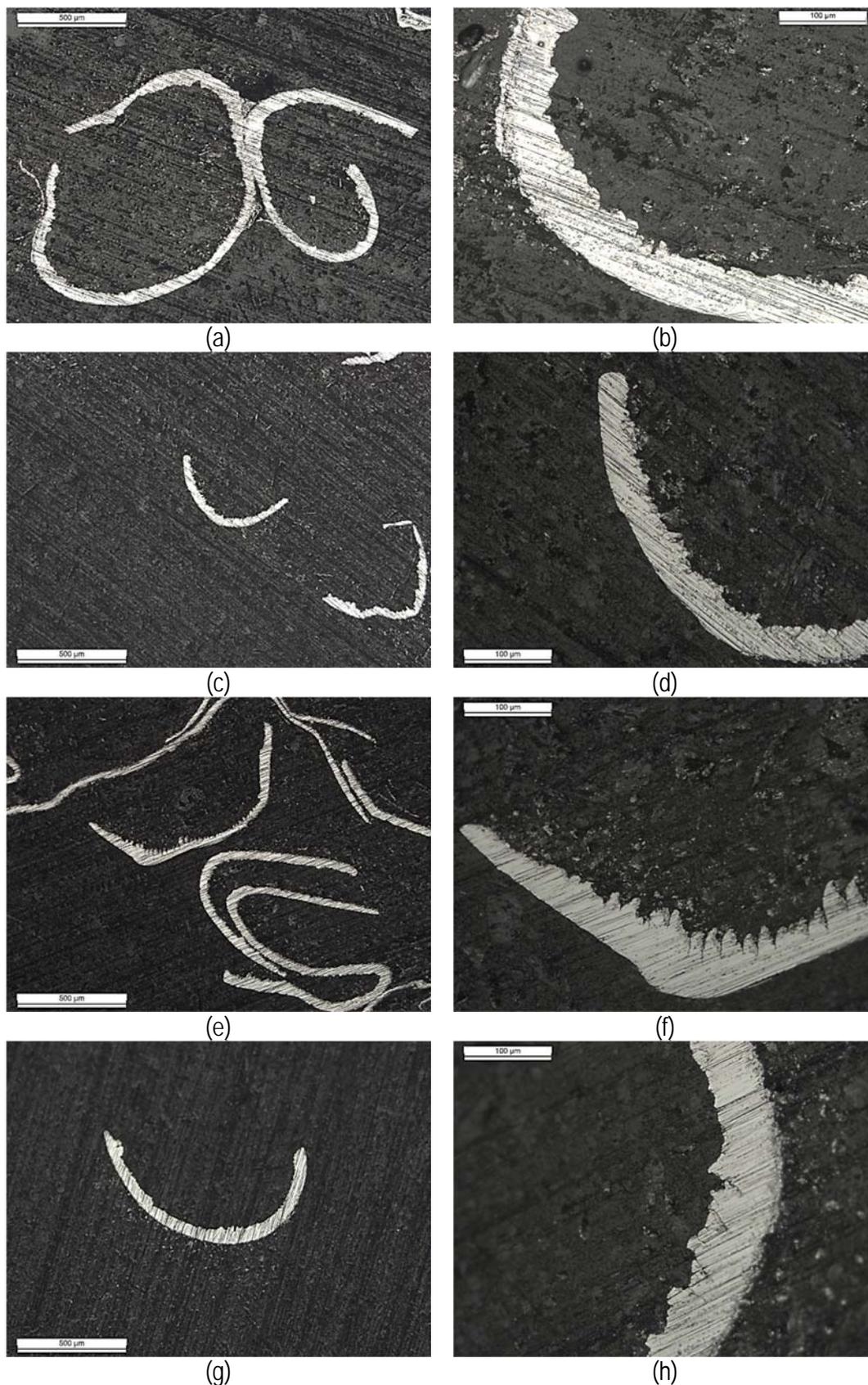


Figura VI.35 - Geometria das aparas da liga de titânio para as velocidades de 50 m/min (a), 65 m/min (c), 80 m/min (e) e 100 m/min (g) e pormenor das aparas para as velocidades de 50 m/min (b), 65 m/min (d), 80 m/min (f) e 100 m/min (h).

Na Figura VI.36, apresentam-se as imagens das aparas de crómio cobalto para as velocidades de 50 a 100 m/min. Examinando a figura, verifica-se que para qualquer das velocidades utilizadas, a geometria da apara apresenta uma forma semelhante e com comprimento das aparas semelhante, independente da velocidade de corte. Esta apara é substancialmente diferente das aparas obtidas para a liga de titânio, onde a geometria das aparas se apresentou bastante irregular.

Para qualquer das velocidades de corte estudadas, as aparas apresentam sempre uma geometria do tipo serrilhada, ao contrário do que aconteceu com a liga de titânio. À medida que se aumenta a velocidade de corte, o serrilhado da apara tende a diminuir em termos de tamanho. Além disso, à medida que se aumenta a velocidade de corte o plano de corte primário (Capítulo IV) tende a ser mais pronunciado e visível, tal como sucede para a velocidade de 100 m/min.

Refira-se que o surgimento da apara serrilhada na maquinagem desta liga não advém da condutividade térmica da mesma que é superior à da liga de titânio analisada, mas sim devido à dureza da liga de crómio cobalto que é superior à da liga de titânio. Na Figura VI.37, apresenta-se a morfologia das aparas da liga de titânio e de crómio-cobalto. Na Figura VI.37 c) é possível verificar que a apara da liga de titânio devido à sua dureza e condutividade térmica apresenta um aspeto “pastoso” ao contrário da apara de crómio-cobalto (Figura VI.37 d), onde é possível verificar que é bastante homogénea, podendo-se visualizar as deformações plásticas que a apara foi sujeita. Devido à dureza do material, parece surgir um aspeto de “empacotamento” do material à medida que se realiza o corte.

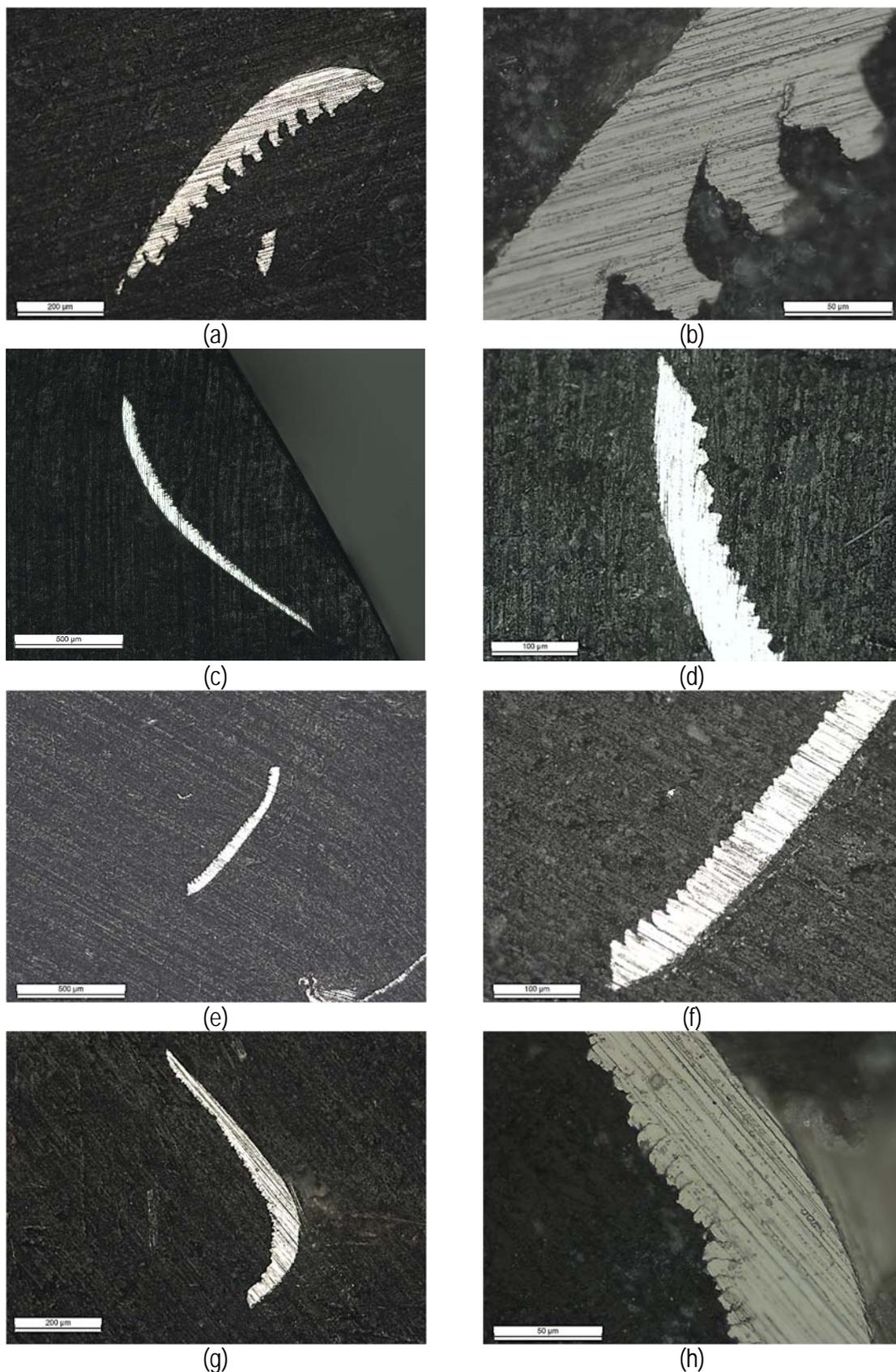


Figura VI.36 - Geometria das aparas da liga de cromo-cobalto para as velocidades de 50 m/min (a), 65 m/min (c), 80 m/min (e) e 100 m/min (g) e pormenor das aparas para as velocidades de 50 m/min (b), 65 m/min (d), 80 m/min (f) e 100 m/min (h).

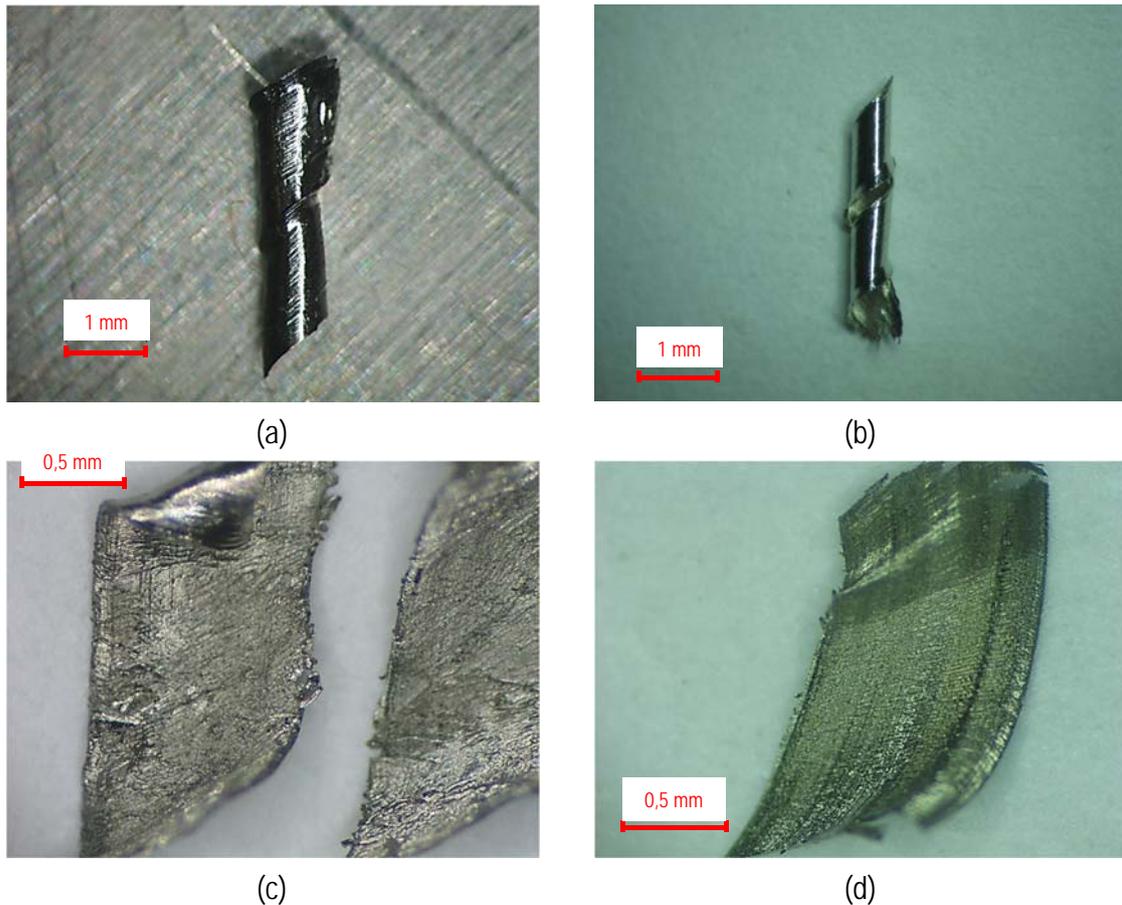


Figura VI.37 - Morfologia e pormenor das aparas para a velocidade de 50 m/min: liga de titânio (a) e (c); liga de cromo-cobalto (b) e (d).

VI.1.4 - DUREZA DA SUPERFÍCIE MAQUINADA

Para avaliação da dureza das ligas maquinadas foi utilizada a dureza Vickers, segundo duas metodologias. Na primeira metodologia, tal como já foi referido anteriormente, procedeu-se à análise da dureza sobre a superfície maquinada sem se proceder ao polimento da mesma. A razão para se proceder desta forma deve-se ao facto de autores, tais como (Zoya & Krishnamurthy, 2000; Sun & Guo, 2009; Che-Haron & Jawaid, 2005; Hughes, et al., 2004), referirem que a camada de influência da maquinagem na dureza superficial é de aproximadamente de 100 μm na maioria dos materiais. Sendo assim, a operação de polimento iria remover, em parte ou na totalidade, esta camada superficial e quando fosse realizada a medição da dureza nas superfícies maquinadas, estar-se-ia a

obter um valor com forte influência do material de base. A carga escolhida para esta metodologia foi de 1 kgf de forma a garantir que a profundidade de indentação não seria superior a 100 μm , mas que simultaneamente fosse suficientemente elevada para minimizar o efeito da rugosidade na determinação da dureza. A profundidade de indentação Vickers pode ser traduzida pela expressão seguinte (Silva, et al., 2007), concluindo-se que os valores de profundidade de indentação medidos neste estudo são inferiores a 12 μm .

$$h = \sqrt{\frac{1,8544 \times F \times \cos^2 74^\circ}{4 \times HV \times \cos^2 16^\circ}} \quad (\text{VI.2})$$

Onde h representa a profundidade de indentação em mm, F a carga de indentação em kgf e HV é o valor da dureza Vickers em kgf/mm². Na Figura VI.38 está representada a evolução da dureza na superfície maquinada, de acordo com a velocidade de corte utilizada.

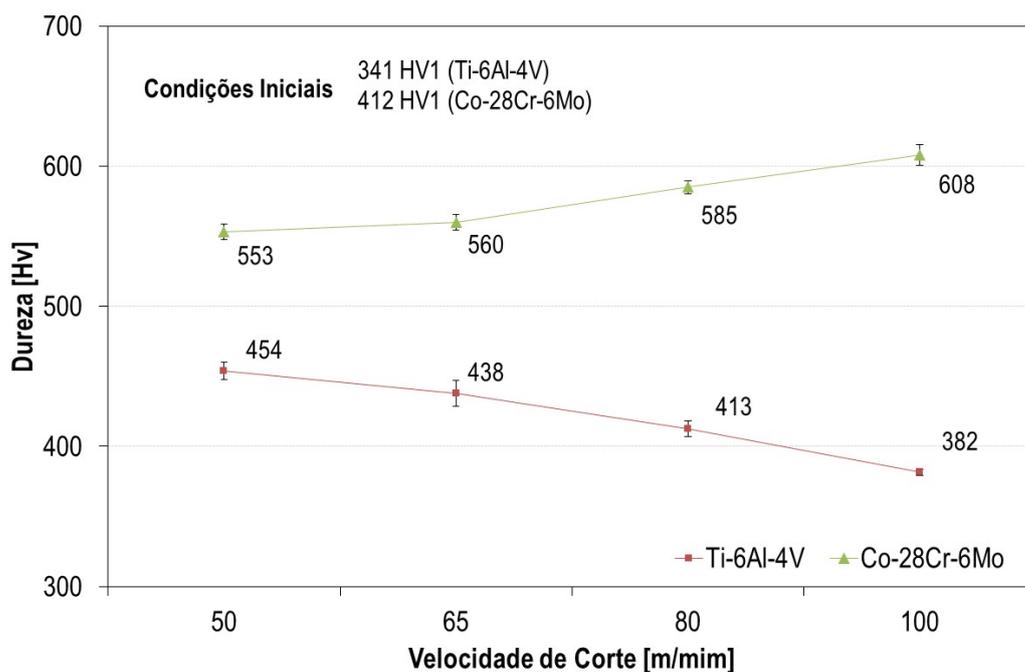


Figura VI.38 - Dureza Vickers determinada com 1KgF sobre a superfície maquinada da liga de Ti-6Al-4V e liga de Co-28Cr-6Mo.

Analisando a figura anterior é possível observar que para a liga Co-28Cr-6Mo existe um aumento contínuo da dureza com o aumento da velocidade de corte. O material foi recebido com uma dureza de 412 HV1 e apresentou uma dureza de 608 HV1 para uma velocidade de corte de 100 m/mim. Esta evolução da dureza é consistente com o resultado obtido por Bruschi et al. (2013) no torneamento do

mesmo material. Estes autores referem que o encruamento que é desenvolvido durante a operação de maquinagem induz mudanças na superfície, ou seja, a microestrutura dos grãos é deformada e passa a ser mais refinado que nas condições iniciais (antes de ser maquinado). À medida que a velocidade corte aumenta, também o endurecimento superficial aumenta, induzindo desta forma um aumento da dureza.

Para a liga Ti-6Al-4V, apesar dos valores de dureza medidos na superfície maquinada serem todos eles mais elevados que o valor medido para a condição inicial (antes de ser maquinado 341 HV1), o valor mais elevado de dureza é obtido para a velocidade de corte de 50 m/min, observando-se um ligeiro decréscimo contínuo da dureza com o aumento da velocidade de corte. Para o mesmo material, Sun & Guo (2009) realizaram testes de fresagem num centro de maquinagem CNC e chegaram a conclusões semelhantes. Estes autores referem que a dureza diminui com o aumento da velocidade de corte, pois devido ao baixo coeficiente de condutibilidade térmica da liga e com o aumento da velocidade de corte origina-se maior temperatura no corte, que tende a induzir amolecimento térmico para combater o encruamento induzido no corte. Também Ezugwu, et al. (2007) referem o amaciamento da superfície em operações de torneamento da mesma liga. O endurecimento do material traduz-se diretamente num aumento da dureza, no caso da liga de Crômio-Cobalto, não acontecendo o mesmo para a liga de Titânio, porque neste caso, o efeito de amaciamento induzido pelo aumento de temperatura tem um efeito predominante.

Relativamente à segunda metodologia utilizada para avaliação da dureza, recorreu-se a uma carga de 0,1 e 0,3 kgf, tendo a medição da dureza Vickers sido efetuada transversalmente à superfície de maquinagem, a diferentes distâncias da superfície maquinada. A primeira distância de medição foi de aproximadamente 180 μm da superfície maquinada, utilizando uma carga de 0,3 kgf. A segunda foi feita a aproximadamente 60 μm , utilizando uma carga de 0,1 kgf (Figura VI.39). Depois de cortar os provetes transversalmente à superfície maquinada, estes foram colocados em resina termoendurecível para se proceder ao polimento das amostras, tendo-se procedido da mesma forma aquando da análise micrográfica das amostras (procedimento reportado por Ginting & Nouari (2009)). Analisada a figura não se observam alterações morfológicas visíveis sob a superfície maquinada, ao contrário do que é reportado por Sun & Guo, (2009), Che-Haron & Jawaid, (2005) e Ginting & Nouari, (2009).

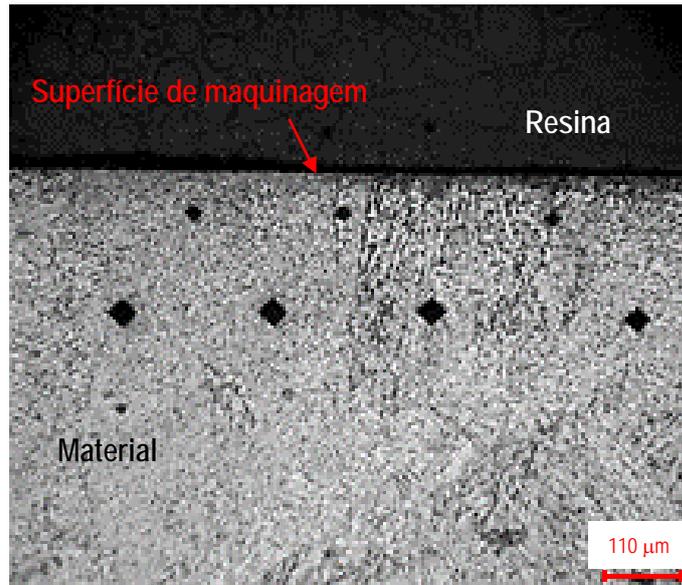


Figura VI.39 - Indentações realizadas no provete de titânio, na zona transversal do provete a 60 e 180 μm da superfície maquinada.

Os valores de dureza registados nas duas profundidades de medição são apresentadas na Figura VI.40.

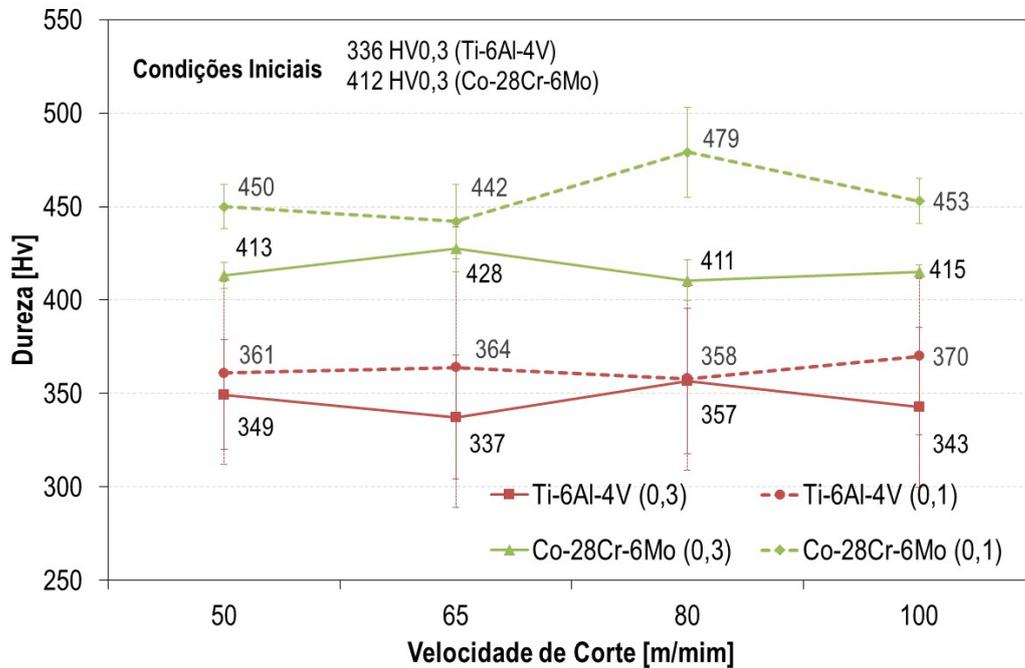


Figura VI.40 - Dureza avaliada transversalmente à superfície maquinada à distância de 60 μm com carga de 0,1 kgf da superfície e 180 μm com carga de 0,3 kgf da superfície.

É possível observar que a dureza é muito semelhante à dureza do material de base, tanto para a distância de 180 μm , como para a distância de 60 μm , o que leva a concluir que a camada de influência da maquinagem na dureza será inferior aos 100 μm mencionados na literatura (Zoya & Krishnamurthy, 2000; Sun & Guo, 2009; Che-Haron & Jawaid, 2005; Hughes, et al., 2004). Tendo em conta os valores da dureza obtidos na superfície maquinada com 1 kg, e tendo em consideração que a profundidade de indentação foi inferior a 12 μm , é muito provável que a camada de influência da maquinagem na dureza, seja para as condições de corte utilizadas, inferior a 20 μm , tal como reportado por Che-Haron & Jawaid, (2005). Estudos mais aprofundados seriam necessários para averiguar com mais detalhe qual a profundidade da camada afetada pela maquinagem.

VI.1.5 - RUGOSIDADE DA SUPERFÍCIE MAQUINADA

Para cada superfície maquinada foi avaliada a rugosidade média (R_a) e a rugosidade máxima (R_z), sendo o resultado dos testes realizados são apresentados na Figura VI.41 e Figura VI.42. Os maiores valores de R_a e R_z são obtidos em ambas as ligas, para a velocidade de corte de 50 m/min. Para velocidades de corte mais elevadas, os valores de R_a e R_z são mais baixos, mas não é observado um decréscimo continuado da rugosidade à medida que aumenta a velocidade de corte.

Para o caso do torneamento da liga Ti-6Al-4V, Zoya & Krishnamurthy (2000) referem que o valor da rugosidade superficial diminuiu com o aumento da velocidade de corte na gama de 150-185 m/min, mas que aumenta na gama de 185-350 m/min. Vários autores referem que o valor da rugosidade superficial tornou-se maior para altas velocidades de corte no torneamento da liga Ti-6Al-4V (Ribeiro, et al., 2003) sucedendo fenómeno semelhante na fresagem quando foi usada uma fresa WC-Co de topo plano com insertos de diamante cúbico policristalino (PCD) (Amin, et al., 2007). No caso do trabalho experimental efetuado, registou-se inicialmente uma diminuição de R_a e R_z na passagem da velocidade de corte de 50 para 65 m/min., observando-se valores semelhantes de rugosidade quando a velocidade de corte foi aumentada para 80 e 100 m/min.

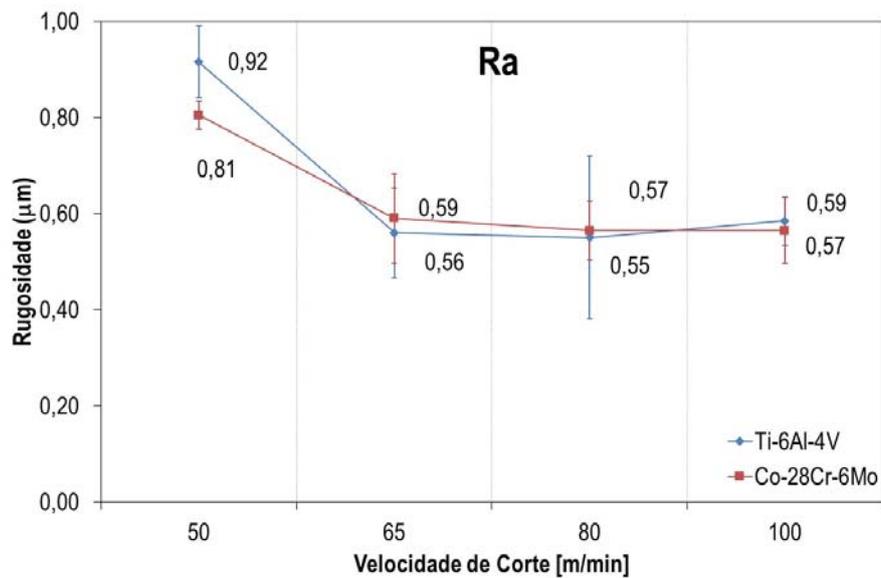


Figura VI.41 - Rugosidade média (R_a) da superfície maquinada das ligas Ti-6Al-4V e Co-28Cr-6Mo, para as diferentes velocidades de corte estudadas.

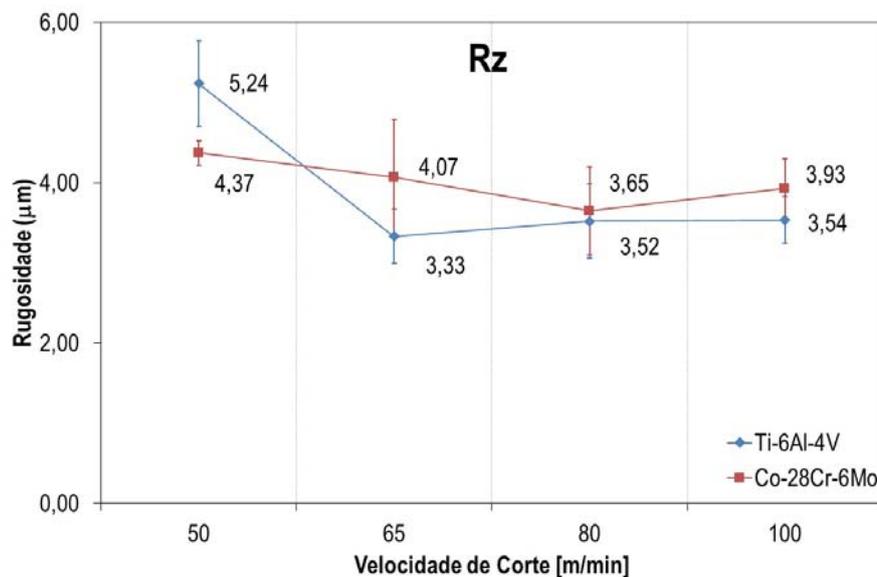


Figura VI.42 - Rugosidade máxima (R_z) da superfície maquinada das ligas Ti-6Al-4V e Co-28Cr-6Mo, para as diferentes velocidades de corte estudadas.

Quanto à influência do desgaste da ferramenta sobre a rugosidade da superfície maquinada, Lopez de lacalle, et al. (2000) observaram que a maquinagem das ligas Ti-6Al-4V com recurso a ferramentas integrais de metal duro, o valor da rugosidade superficial aumenta em primeiro lugar e em seguida diminui com o desgaste da ferramenta. Che-Haron & Jawaid (2005) registaram fenômenos

semelhantes no torneamento destas ligas ou seja, a superfície tende a se tornar mais suave à medida que se aproxima o fim da vida útil da ferramenta. Sabendo que a rugosidade da superfície maquinada depende de vários fatores tais como, a velocidade de corte, desgaste da ferramenta, velocidade de avanço da ferramenta, material da ferramenta, geometria da ferramenta, etc. (Amin, et al., 2007), pode-se dizer que os valores de rugosidade não têm relação direta com a força de maquinagem calculada anteriormente. No entanto, é possível concluir que os dois materiais apresentam acabamento superficial semelhante, sendo os valores registados semelhantes aos obtidos por Ginting & Nouari (2009).

VI.1.6 - ANÁLISE DOS RESULTADOS DA MAQUINABILIDADE

Na Figura VI.43 é apresentada de forma resumida o valor da força máxima de corte no domínio do tempo, da força de maquinagem no domínio da frequência e o valor RMS da força de maquinagem para as ligas analisadas. Nesta figura é possível verificar que seja qual for o método para determinar a força de maquinagem, esta é sempre maior na liga de cromo-cobalto Co-28Cr-6Mo do que na liga de titânio Ti-6Al-4V. Também se conclui que a força de maquinagem tende a aumentar com o aumento da velocidade de corte até uma determinada velocidade de corte e a partir desse valor a velocidade de corte começa a diminuir. Gey (2002), nos estudos das ligas de titânio Ti-6Al-4V relata um fenómeno semelhante. Este autor menciona que as forças de corte tendem a aumentar de uma forma exponencial, atingindo um valor máximo quando a velocidade de corte apresenta o valor de 90 m/min. Para velocidades de corte entre 90 m/min e 150 m/min, o valor das forças de corte tendem a diminuir, voltando a subir para velocidades de corte superiores 150 m/min, devido ao facto de existirem altos valores de cargas dinâmicas e também devido à ocorrência de alta fricção no corte.

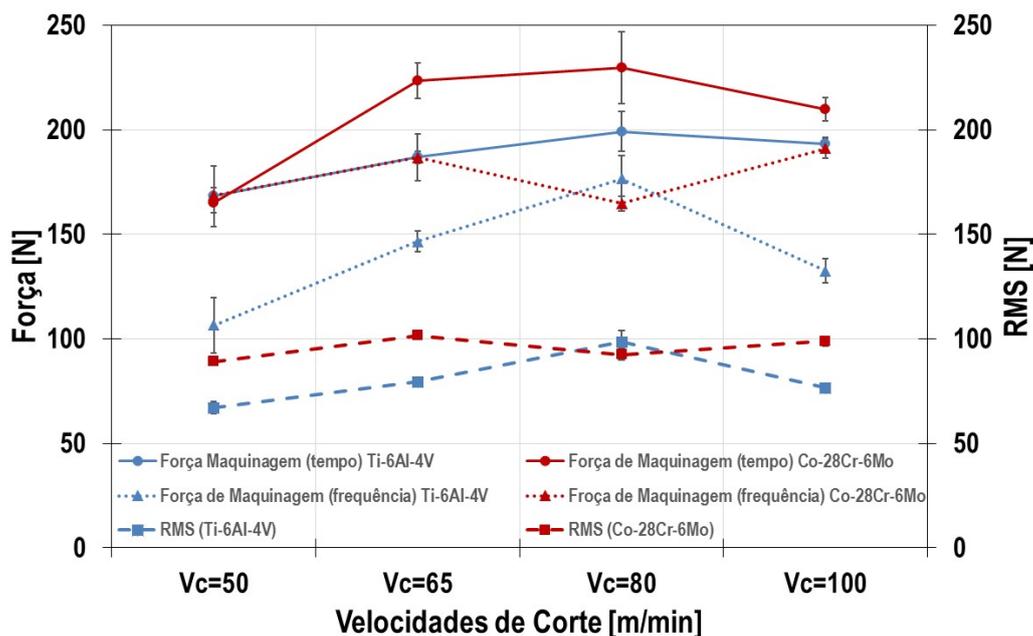


Figura VI.43 - Evolução da força de maquinagem máxima e valor RMS da força de maquinagem para as ligas Ti-6Al-4V e Co-28Cr-6Mo.

Li, et al., (2006) também relata um efeito semelhante na maquinagem do Inconel 718, afirmando que as componentes da força apresentaram um aumento constante com o aumento da velocidade de corte. Na opinião desses autores, a existência de pico nas componentes da força de corte pode ser atribuída a uma série de possíveis fatores tais como, o efeito térmico, o desgaste da ferramenta, etc. Por seu lado, Abele & Frohlich (2008) concluem que, as forças de corte decrescem com o aumento da velocidade de corte, sendo que o valor mínimo das forças de corte ocorrem para uma velocidade de corte à volta dos 300 m/min, na maquinagem da liga Ti-6Al-2Sn-4Zr-4Mo, usando uma ferramenta de metal duro. No entanto, estas discrepâncias apenas mostram que a velocidade de corte, tem de ser determinada para cada aplicação em particular e não pode ser especificada em geral (Abele & Frohlich, 2008). Pelos motivos enunciados, de acordo com Abele & Frohlich (2008) e Byrne *et al.* (2003), a utilização de velocidades de corte inferiores a 50 m/min, no caso de ferramentas de metal duro, é desvantajosa pois resulta na diminuição da produtividade do processo, sem que daí se retirem vantagens do processo. Cada componente da força de corte é composta por forças estáticas e dinâmicas (cíclicas), sendo que as forças cíclicas podem ser caracterizadas por amplitudes e frequências (Veiga, et al., 2013), tal como foi determinado anteriormente para a força de maquinagem no domínio das frequências. Na Figura VI.44, são apresentados pequenos troços de aquisição das componentes das forças de corte que correspondem a 5 rotações completas da ferramenta.

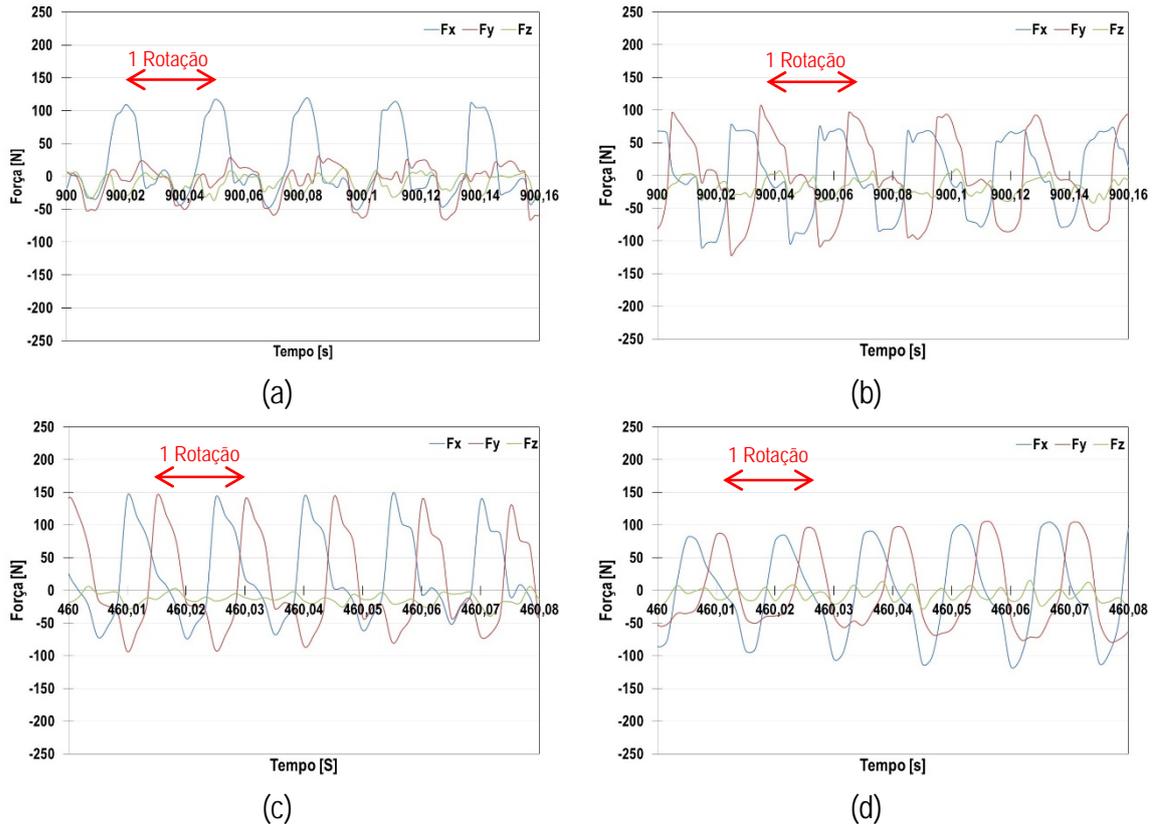


Figura VI.44 - Componentes da força de maquinagem para a velocidade de corte de 50 m/min na liga Ti-6Al-4V (a) e Co-28Cr-6Mo (b) componentes da força de maquinagem para a velocidade de corte de 100 m/min na liga Ti-6Al-4V (c) e Co-28Cr-6Mo (d).

Nestas figuras é possível observar que as componentes das forças de corte possuem uma variação periódica dominante, que é diferente para cada uma das ligas estudadas e difere também para cada velocidade de corte. Este fenómeno está associado ao esforço que o gume de corte da ferramenta está sujeito durante a rotação da ferramenta (Krüger & Denkena, 2013).

Relativamente ao desgaste das ferramentas, nos ensaios realizados e em qualquer das ligas estudadas, o desgaste ocorrido pelas ferramentas não chegou ao valor limite adotado na literatura (desgaste de flanco médio, $VB = 0,3$ mm). Para a liga de titânio, à medida que se aumentou a velocidade de corte de 65 m/min até 100 m/min, foi notório o surgimento da adesão de apara nos gumes de corte sendo que, quanto maior foi a velocidade de corte, mais este fenómeno se tornou visível. Esta é uma característica das ligas de titânio com estrutura alfa + beta (Komanduri & Turkovich, 1981), usualmente mencionada nos estudos realizados. Para a liga de crómio-cobalto, para qualquer uma das velocidades estudadas, não existe adesão da apara à ferramenta, existindo somente desgaste de flanco, que vai aumentando com o aumento da velocidade de corte. Importa referir que

os valores registados de desgaste na liga de cromo-cobalto são sempre superiores ao da liga de titânio, o que era expectável, atendendo à maior dureza e resistência mecânica desta última liga, que potencia o desgaste por abrasão.

VI.2 - MAQUINAGEM DA PRÓTESE FEMORAL ANATÓMICA NA LIGA Ti-6Al-4V E LIGA Co-28Cr-6Mo

Após terem sido otimizadas as estratégias de maquinagem da geometria da prótese femoral (Capítulo V.7), foi estudada a maquinabilidade das ligas ti-6al-4v e Co-28Cr-6Mo para uma geometria simples (Capítulo VI.1). Assim, nesse seguimento, como forma de validação dos resultados anteriormente obtidos, nesta fase procedeu-se à maquinagem da geometria da prótese femoral anatômica na liga de titânio e na liga de cromo-cobalto. As estratégias de maquinagem foram as mesmas que foram adotadas anteriormente para a maquinagem da prótese femoral na liga de Alumínio, tendo sido usado o *software* MasterCAM®. Na Tabela VI.44, apresenta-se um resumo das estratégias de maquinagem adotadas, e as respetivas ferramentas utilizadas.

Tabela VI.44 - Ciclos de maquinagem adotados na maquinagem da prótese femoral nas ligas de titânio e cromo-cobalto.

Desbaste	Area Clearance	Fresa topo plano (ϕ 8 mm)
Semi-Acabamento	Scallop	Fresa topo esférico (ϕ 6 mm)
	Waterline	
Acabamento	Raster	Fresa topo esférico (ϕ 6 mm)
	Flowline	

Dada a geometria e dimensão dos blocos de material disponível, foi maquinada apenas a zona da prótese que levantava mais dificuldades em termos de estratégias de maquinagem. Ou seja, a zona do colar da prótese (zona 2). Além disso, apenas se maquinou a geometria da prótese correspondente

ao primeiro aperto. No caso do titânio, o bloco inicial apresentava as dimensões de 150x46x37 mm, e no caso do varão de cromo-cobalto, este apresentava as dimensões de 25,4x150 mm, conforme se ilustra na Figura VI.45.

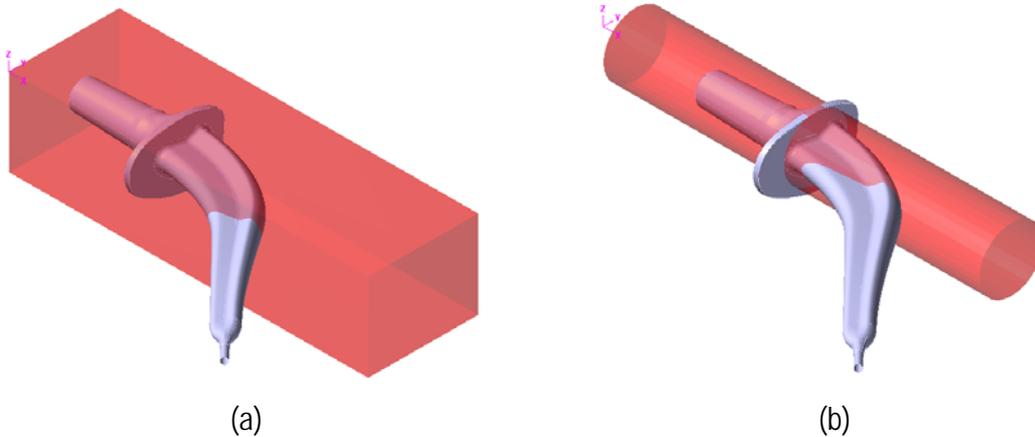


Figura VI.45 - Geometria da prótese femoral inserida nos blocos utilizados da liga Ti-6Al-4V (a) e da liga Co-28Cr-6Mo (b).

Relativamente aos parâmetros de corte e tendo por base os resultados experimentais anteriormente obtidos, a velocidade de corte adotada para a maquinagem da prótese femoral nas ligas de titânio e cromo-cobalto foi de 65 m/mim. Esta velocidade é aquela que apresenta o melhor compromisso entre o desgaste da ferramenta (valor mais baixo em ambas as ligas), força de corte (ligeiramente superior à velocidade recomendada pelo fabricante de ferramentas) e rugosidade superficial. Na Tabela VI.45 apresenta-se um resumo dos valores adotados na operação de desbaste da prótese femoral.

Tabela VI.45 - Parâmetros de corte estabelecidos na operação de desbaste da prótese femoral nas ligas de Titânio e Crômio-Cobalto.

Velocidade de corte [m/min]	65
Profundidade de corte [mm]	1
Avanço por dente [mm/dente]	0,02
Diâmetro da Fresa [mm]	8
Número de gumes de corte	3
Largura de corte [mm]	6
Rotação da Fresa [RPM]	2588
Velocidade de Avanço [mm/min]	155
Taxa de remoção de material [cm ³ /min]	0,932

Durante a operação de desbaste, para cada uma das ligas utilizadas, foi registada durante toda a operação a força de corte segundo as componentes x, y e z, tendo sido esta operação dividida em vários patamares de maquinagem. Relativamente à liga de titânio a operação de desbaste foi realizada em 7 patamares de maquinagem conforme se pode identificar Tabela VI.46.

Tabela VI.46 - Divisão do desbaste em patamares para a liga de titânio.

	Cota de maquinagem [mm]	Percurso percorrido [mm]	Tempo [s]
Desbaste 1	0 até -2	≅ 3229	≅ 1200
Desbaste 2	-2 até -5	≅ 5259	≅ 2040
Desbaste 3	-5 até -8	≅ 5806	≅ 2280
Desbaste 4	-8 até -11	≅ 6608	≅ 2520
Desbaste 5	-11 até -14	≅ 5136	≅ 1980
Desbaste 6	-14 até -17	≅ 3291	≅ 1260
Desbaste 7	-17 até final	≅ 5545	≅ 2100

Para a liga de cromo-cobalto, em virtude do material apresentar uma geometria circular com menor volume a maquinar, somente houve necessidade de realizar a operação de desbaste em 3 patamares (Tabela VI.47).

Tabela VI.47 - Divisão do desbaste em patamares para a liga de cromo-cobalto.

	Cota de maquinagem [mm]	Percurso percorrido [mm]	Tempo [s]
Desbaste 1	0 até -4	≅ 5343	≅ 2040
Desbaste 2	-4 até -10	≅ 5779	≅ 2220
Desbaste 3	-10 até final	≅ 4382	≅ 1680

Importa referir que em virtude do material apresentar uma geometria circular, no percurso percorrido neste último caso, nem sempre foi garantido que a ferramenta estava em contato com o material, ocorrendo movimentos em vazio da ferramenta.

Além das operações de desbaste, foram efetuadas também as operações de semi-acabamento e acabamento, com uma fresa de 6 mm de ponta esférica, tendo sido registado a força de corte durante estas operações. No caso do uso das ferramentas de topo esférico, o diâmetro de corte não

corresponde ao diâmetro da ferramenta. Por isso, para o cálculo da rotação da ferramenta, é necessário determinar o diâmetro de corte efetivo da fresa de topo esférico, que é determinado pela eq. (VI.3), onde a_p é a profundidade de corte em mm, e D é o diâmetro da fresa em mm.

$$D_c = 2 \times \sqrt{a_p \times (D - a_p)} \quad (\text{VI.3})$$

Sendo assim, para a fresa de 6 mm, utilizando uma profundidade de corte de 0,3 mm, o diâmetro de corte efetivo apresenta o valor de 2,6 mm e não 6 mm, como acontece nas ferramentas de topo plano, onde o diâmetro de corte efetivo é igual ao diâmetro da fresa. Atendendo a esta consideração, na Tabela VI.48 apresenta-se um resumo com os valores adotados nas referidas operações.

Tabela VI.48 - Parâmetros de corte estabelecidos na operação de semi-acabamento e acabamento da prótese femoral nas ligas de Titânio e Crômio-Cobalto.

	Semi-acabamento	Acabamento
Velocidade de corte [m/min]	65	65
Profundidade de corte [mm]	0,3	0,2
Avanço por dente [mm/dente]	0,05	0,05
Diâmetro de corte efetivo para Fresa de 6 [mm]	2,6	2,15
Número de gumes de corte	4	4
Largura de corte [mm]	2,6	2,15
Rotação da Fresa [RPM]	7961 (6000)*	9628 (6000)*
Velocidade de Avanço [mm/min]	1200	1200
Taxa de remoção de material [cm ³ /min]	0,045	0,028

* Valores usados devido à limitação da fresadora (6000 RPM)

Na Tabela VI.49, é apresentado o comprimento que a fresa de topo esférico percorreu durante as operações de semi-acabamento e acabamento, e o correspondente tempo demorado a efetuar a operação. Apesar dos valores da força de corte terem sido registados durante toda a operação de maquinagem das ligas, seguidamente apenas são apresentados os valores das forças em algumas regiões específicas.

Tabela VI.49 - Percursos percorridos pela ferramenta na operação de semi-acabamento e acabamento da prótese femoral nas ligas de Titânio e Crómio-Cobalto.

	Titânio		Crómio-cobalto	
	Percurso percorrido [mm]	Tempo [s]	Percurso percorrido [mm]	Tempo [s]
Semi-acabamento	≅ 23289	≅ 1140	≅ 22193	≅ 1080
Acabamento	≅ 46666	≅ 2280	≅ 46386	≅ 2280

VI.2.1 - MAQUINAGEM DA PRÓTESE NA LIGA DE TITÂNIO Ti-6Al-4V

Relativamente à liga de titânio, os valores registados da força de corte durante o primeiro, quarto e sétimo patamar de desbaste, são os que se apresentam na Figura VI.46, Figura VI.47 e Figura VI.48, respetivamente.

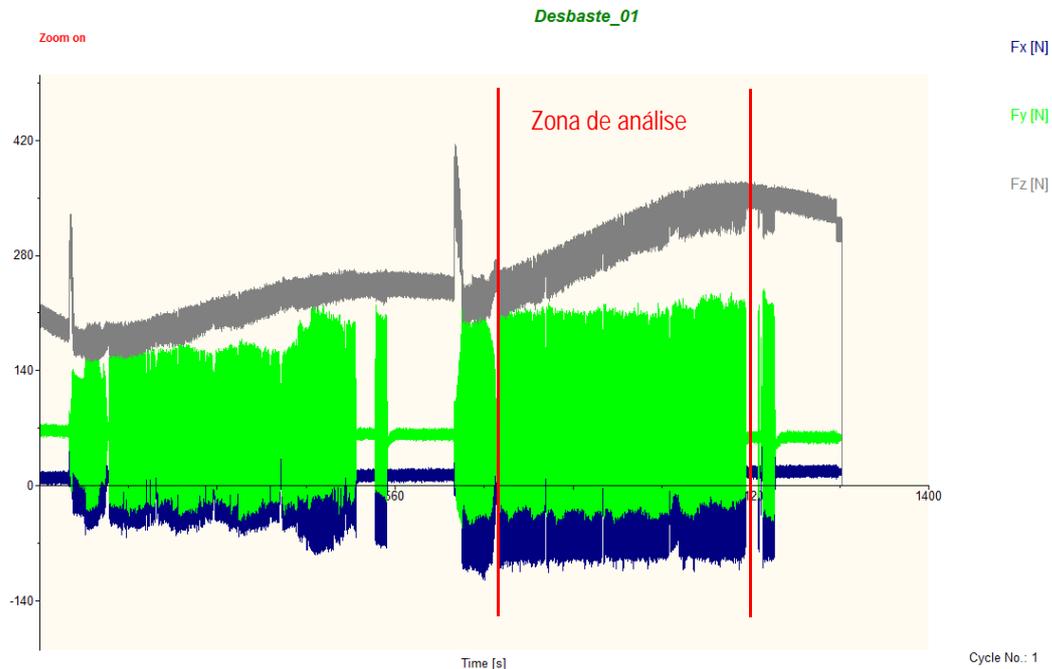


Figura VI.46 - Evolução das forças de maquinagem no primeiro patamar de desbaste na liga de titânio.

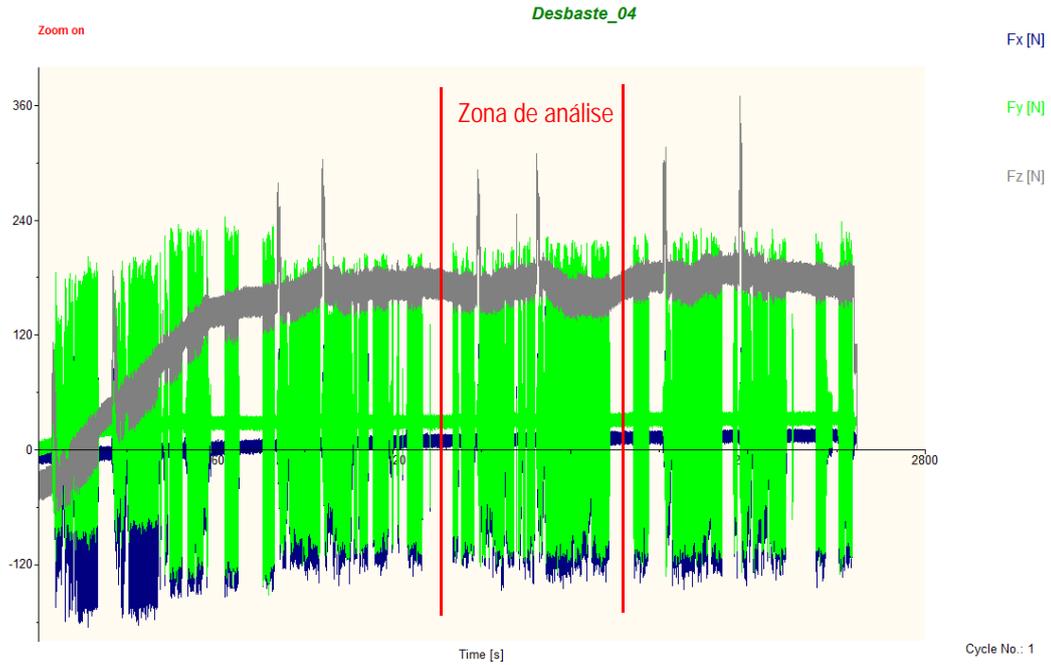


Figura VI.47 - Evolução das forças de maquinagem para o quarto patamar de desbaste na liga de titânio.

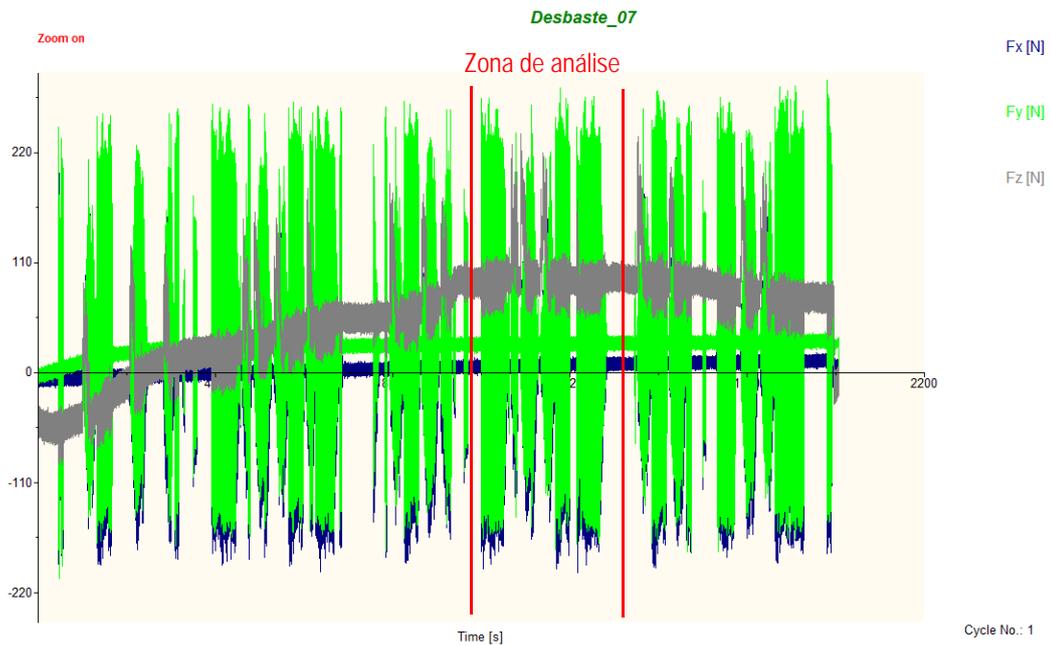


Figura VI.48 - Evolução das forças de maquinagem para o sétimo patamar de desbaste na liga de titânio.

Analisando a Figura VI.46, a Figura VI.47 e a Figura VI.48 relativas à operação de desbaste verifica-se que em primeiro lugar as figuras apresentam uma não uniformidade no registo da força de maquinagem que advém do facto de a ferramenta conter entradas e saídas para reposicionamento

aquando da maquinagem, sendo que quando o corte é contínuo os valores registados para a força de maquinagem tendem a ser constantes. Depois de adquirido o esforço de corte e tratar os dados relativos às zonas assinaladas nas figuras, foi determinada a força de maquinagem e o valor RMS da força de maquinagem. Na Figura VI.49, Figura VI.50 e Figura VI.51 apresentam-se as evoluções da força de maquinagem para os patamares em análise referentes à liga de titânio Ti-6Al-4V.

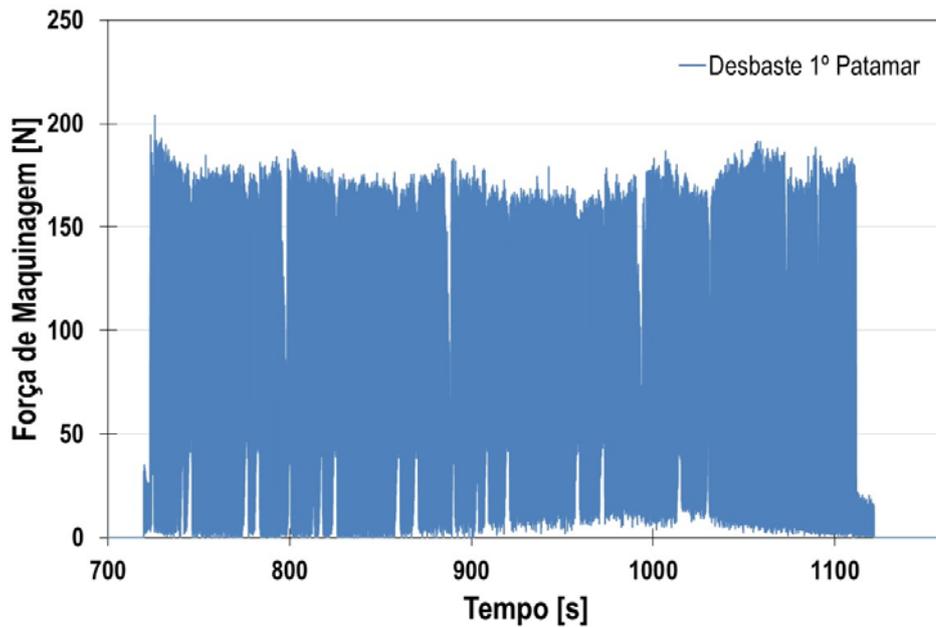


Figura VI.49 - Força de maquinagem obtida durante o desbaste do primeiro patamar da liga Ti-6Al-4V.

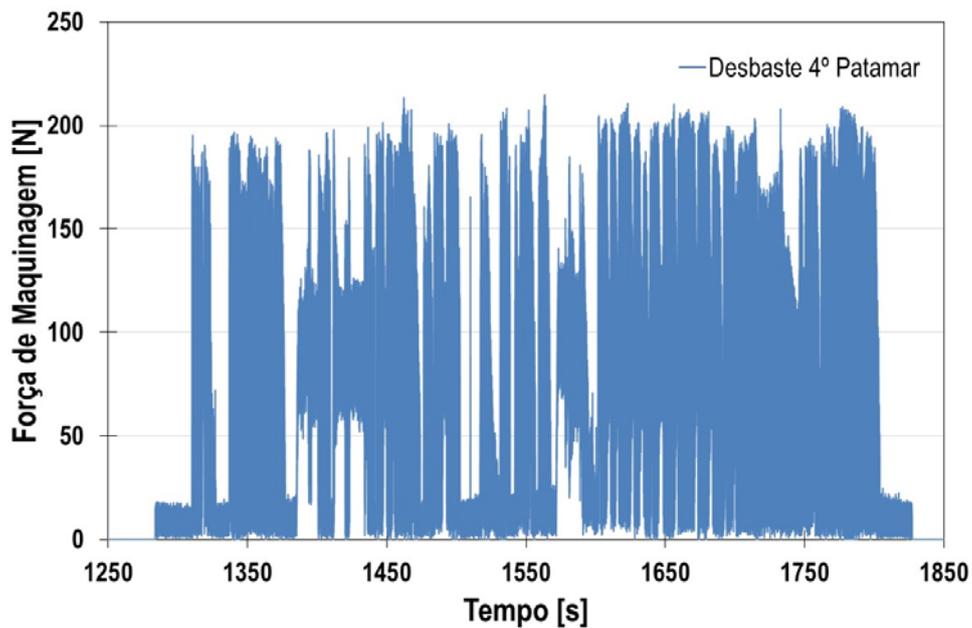


Figura VI.50 - Força de maquinagem obtida durante o desbaste do quarto patamar da liga Ti-6Al-4V.

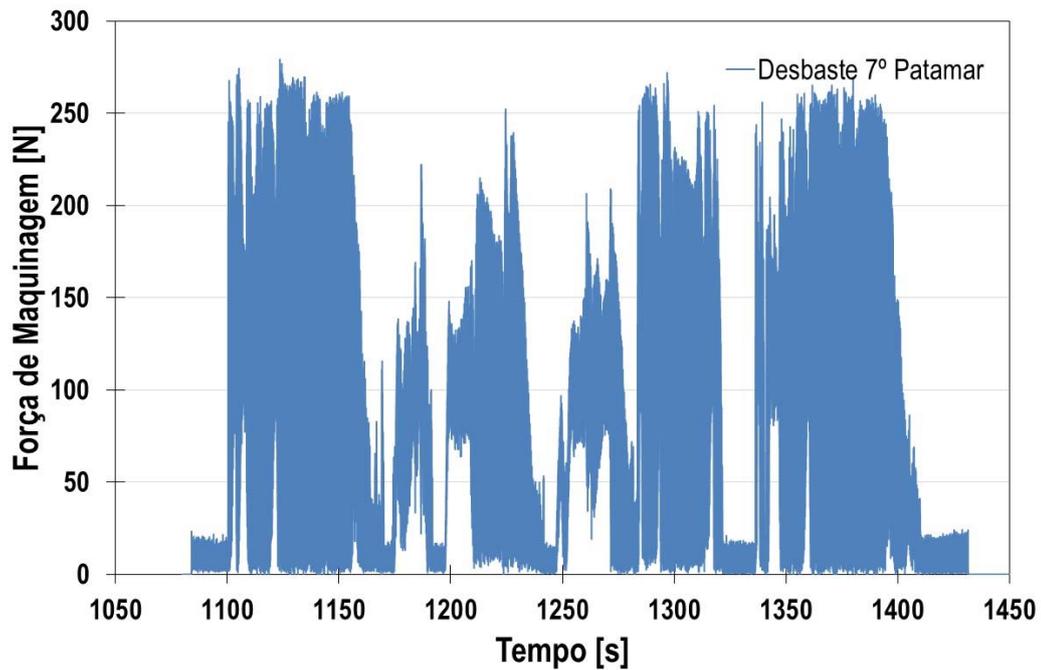


Figura VI.51 - Força de maquinagem obtida durante o desbaste do sétimo patamar da liga Ti-6Al-4V.

Na Tabela VI.50, é apresentado o valor da força de maquinagem máxima e o valor RMS da força de maquinagem, para os patamares em análise, obtidos na operação de desbaste da liga de titânio.

Tabela VI.50 - Força de maquinagem máxima e valor RMS da força de maquinagem, obtidos na maquinagem da liga de titânio.

	1º Patamar	4º Patamar	7ª Patamar
Força máxima de maquinagem [N]	202,01	209,8	273,5
RMS (F_m) [N]	71,2	67,8	88,2

Relativamente à Tabela VI.50, os valores apresentados relativamente à força de maquinagem e RMS vêm corroborar o facto de que à medida que se realiza a operação de desbaste, a ferramenta vai perdendo a sua capacidade de corte, que se traduz pelo aumento progressivo tanto da força de maquinagem máxima, como do valor RMS da força de maquinagem.

A análise da força de maquinagem no domínio frequência e atendendo que a fresa apresenta uma rotação de 2588 RPM, para a operação desbaste, esta rotação traduz-se em 43,1(3) rotações por

segundo (43,1(3) Hz) e as frequências harmônicas são de 43,1(3)Hz, 86,2(6) Hz, 129,40 Hz e assim por diante. Na Figura VI.52, apresentam-se as evoluções da força de maquinagem no domínio das frequências, para a operação de desbaste para o primeiro patamar em análise, sendo os resultados de todos os patamares apresentados na Tabela VI.51.

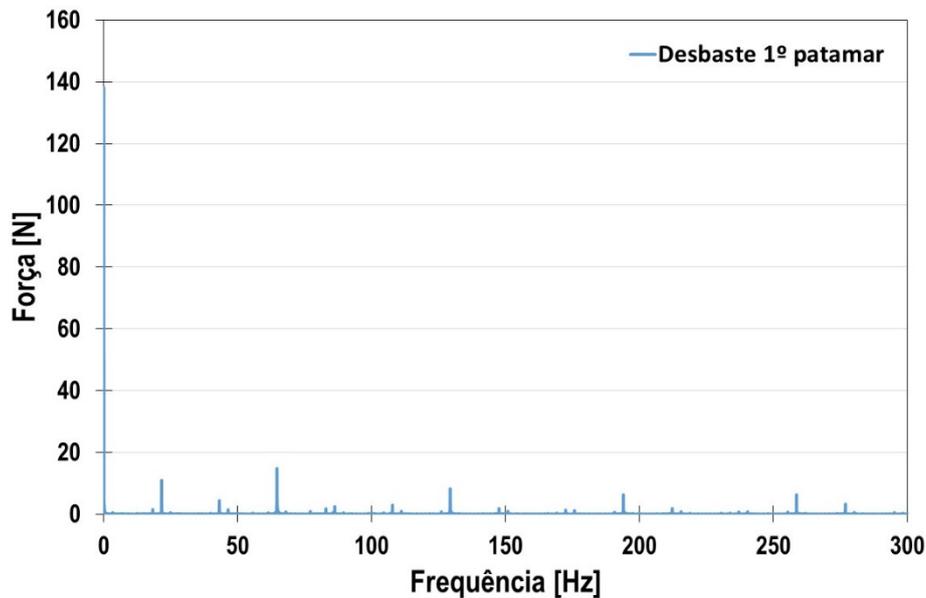


Figura VI.52 - Evolução força de maquinagem no domínio da frequência para a liga Ti-6Al-4V, durante a operação de desbaste para o 1º patamar.

Tabela VI.51 - Evolução força de maquinagem no domínio das frequências para a liga Ti-6Al-4V para a operação de desbaste por patamares.

Operação	Valor a 0 Hz	43,1(3) Hz	86,2(6) Hz	129,40 Hz
Desbaste 1º patamar	138,11	-	-	5,73
Desbaste 4º patamar	69,92	-	-	3,76
Desbaste 7º patamar	111,81	-	-	5,25

Analisando os dados das figuras e tabela anteriores, observa-se que na operação de desbaste não são detetadas forças nos valores das duas primeiras frequências harmônicas que advêm da rotação da ferramenta. A força dinâmica está localizada nas frequências 21,55 Hz e 64,65 Hz, tendo este mesmo fenómeno ocorrido na maquinagem do provete inicial desta liga, para a velocidade de corte de 80m/mim. Também aqui, a diferença entre estas frequências, é precisamente a frequência de rotação da fresa (43,1(3) Hz). Este fenómeno deve-se a existirem outros fatores, que não a rotação

da ferramenta, a contribuir também para os esforços dinâmicos. Verifica-se ainda que, a diminuição da força do desbaste do 1º patamar para o 4º patamar, deve-se à grande quantidade de movimentos em vazio que a ferramenta realiza durante o corte do 4º patamar (ver Figura VI.50).

Relativamente ao desgaste da ferramenta, após o corte de desbaste em cada patamar, a ferramenta foi retirada da máquina de comando numérico, tendo-se procedido à análise do desgaste da ferramenta. Na Figura VI.53 apresenta-se a evolução do desgaste da aresta de flanco dos gumes de corte, observados na face de ataque. À medida que se foi avançando a operação de desbaste, além de se identificar claramente o aumento do desgaste, surgem regiões lascadas, com arranque de material da ferramenta.

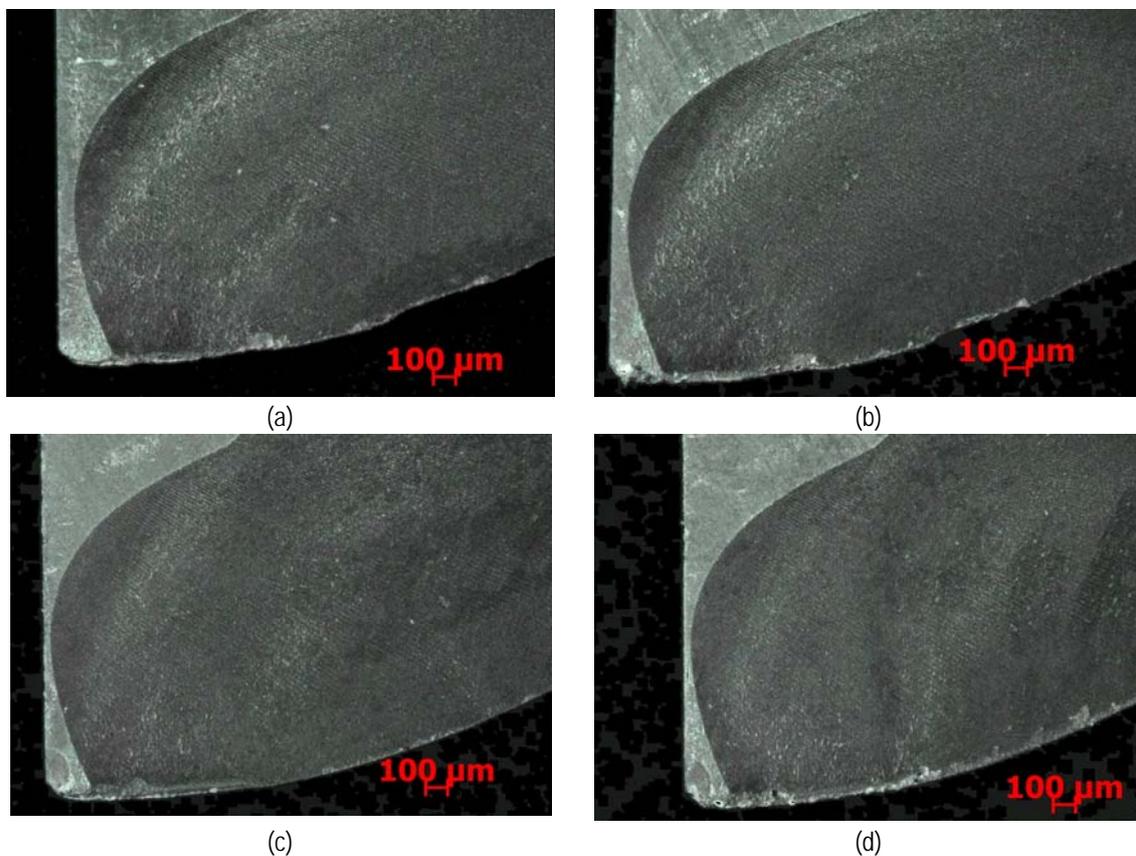


Figura VI.53 - Evolução do desgaste da aresta de flanco na operação de desbaste da liga de Titânio para o quarto (a), quinto (b), sexto (c) e sétimo patamares (d).

Na Figura VI.54 encontra-se representado sob a forma gráfica, a evolução do desgaste da ferramenta que foi registado em função do percurso de desbaste realizado. É possível observar que numa primeira fase existe um desgaste bastante acentuado. Posteriormente, é observada a estabilização do valor de desgaste e, após ter ocorrido lascamento no gume de corte, o desgaste tende a aumentar

novamente de forma mais acelerada. Este mesmo fenómeno é reportado por Machado, et al., (2009). Estes autores referem que, na primeira fase do desgaste a ferramenta sofre um desgaste acelerado, natural da adequação ao sistema tribológico envolvido, como se o gume de corte estivesse a acomodar-se ao processo. No segundo estágio (estabilização), a ferramenta já se encontra totalmente adequada ao processo e os mecanismos de desgaste tendem a operar de forma constante. Por último, surge uma aceleração no desgaste, num curto espaço de tempo, promovendo a quebra do gume de corte. Isto acontece, porque o desgaste atingiu níveis elevados que as temperaturas e tensões envolvidas irão promover, o colapso da ferramenta.

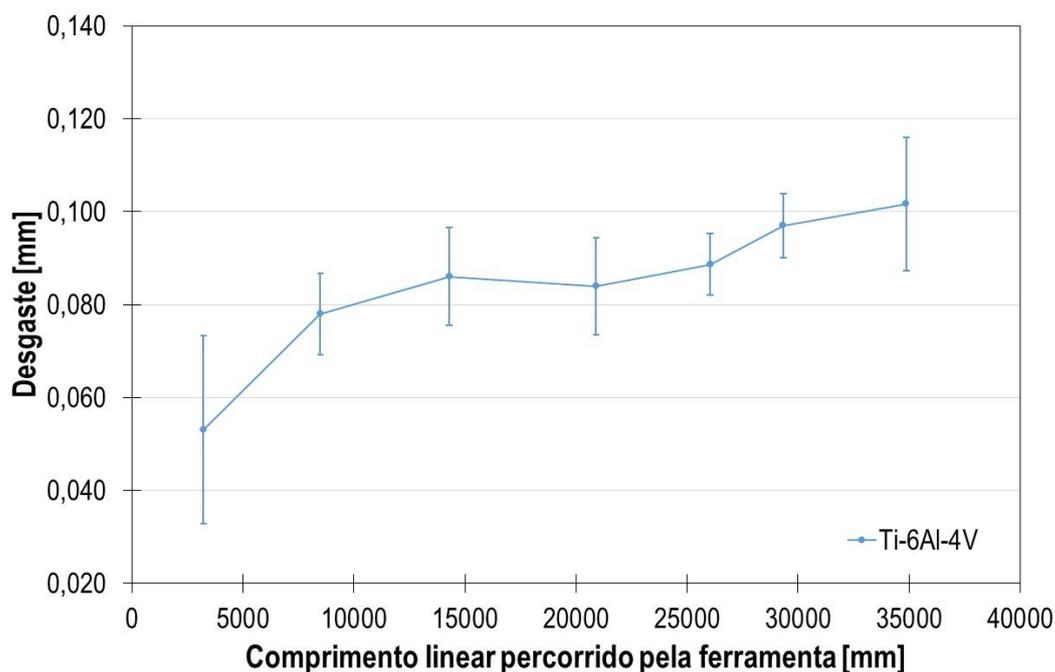


Figura VI.54 - Evolução do desgaste da ferramenta em função do comprimento linear de maquinagem percorrido na operação de desbaste da liga de titânio.

Na Figura VI.55, é possível observar o resultado da maquinagem do bloco de Ti-6Al-4V, após realizadas as operações de desbaste.

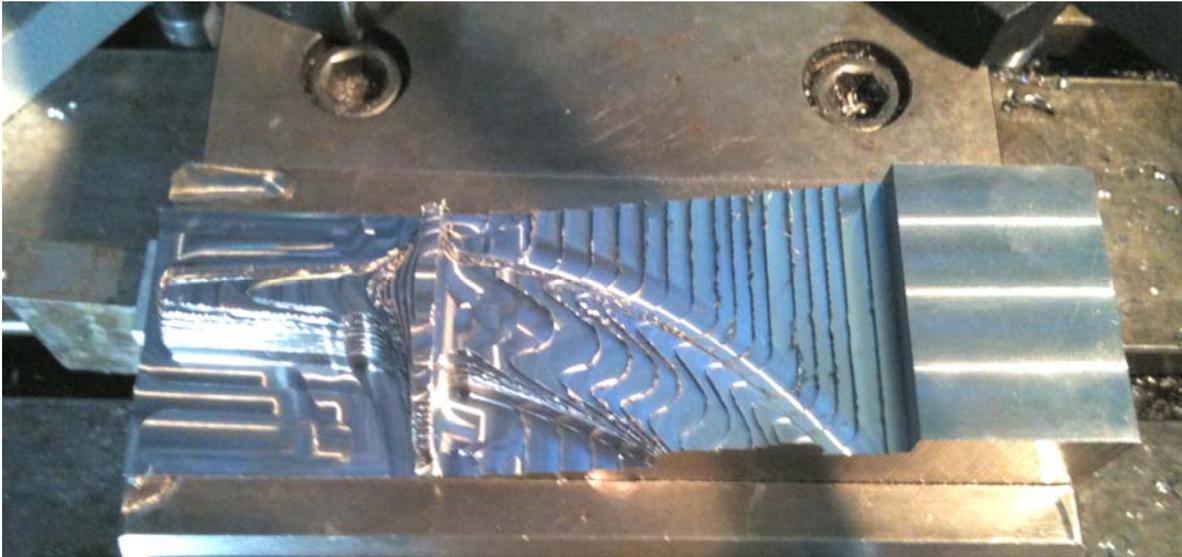


Figura VI.55 - Resultado da operação de desbaste efetuado na liga Ti-6Al-4V.

Relativamente às operações de semi-acabamento e acabamento, os esforços de corte que ocorreram na ferramenta de ponta esférica de 6 mm foram também registados. Na Figura VI.56, apresentam-se os esforços obtidos durante a realização da operação de semi-acabamento e na Figura VI.57 os esforços da operação de acabamento.

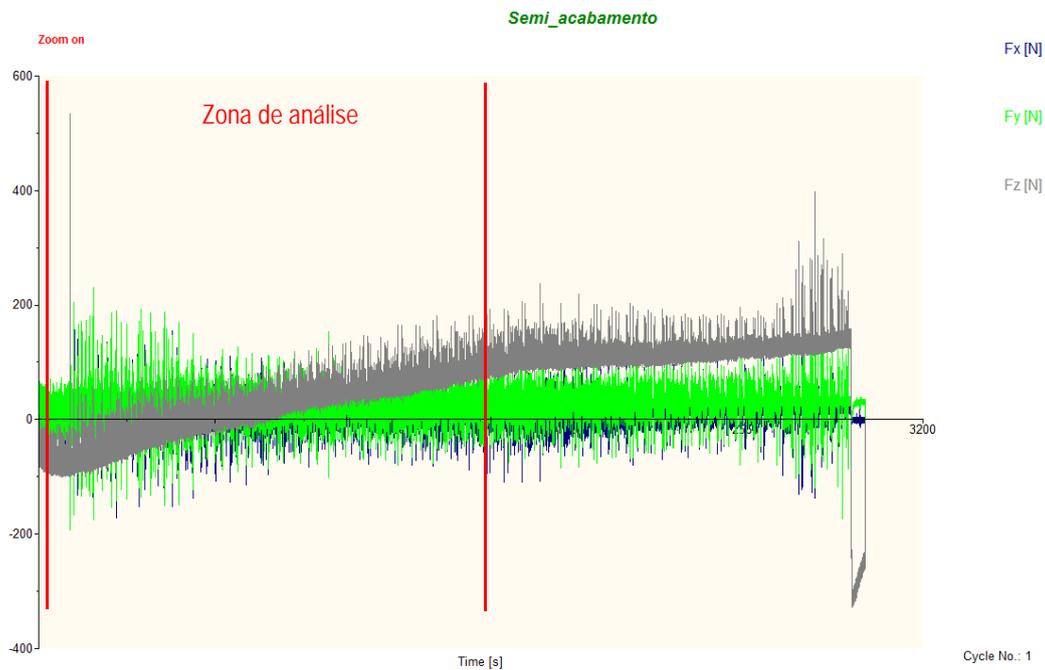


Figura VI.56 - Evolução das forças de maquinagem durante a operação de semi-acabamento da prótese femoral na liga de titânio, com uma fresa de ponta esférica.

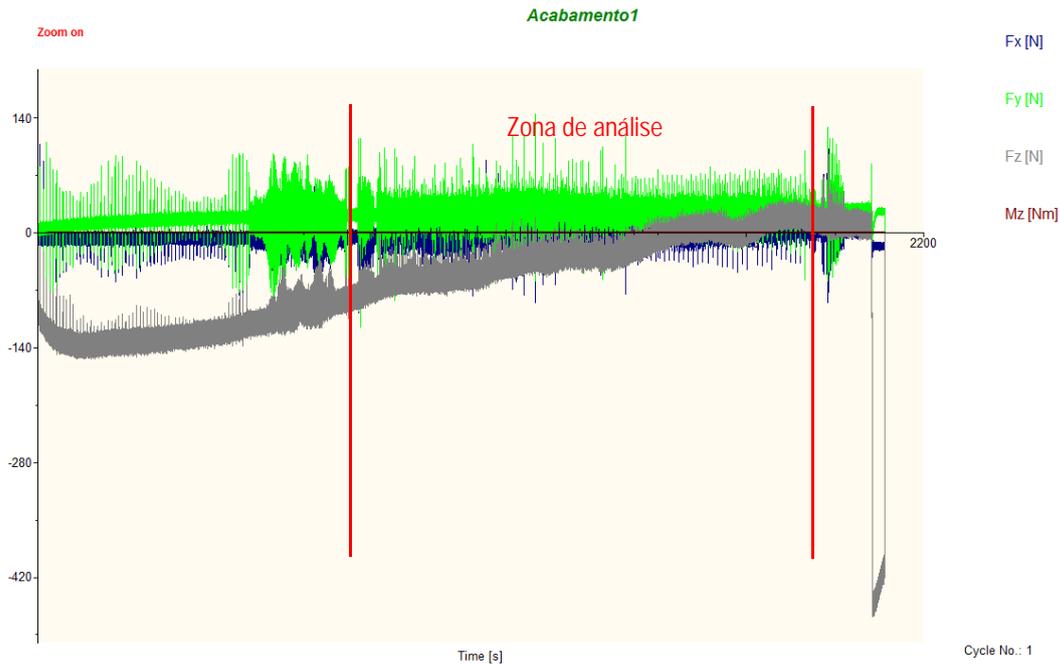


Figura VI.57 - Evolução das forças de maquinagem durante a operação de acabamento da prótese femoral na liga de titânio, com uma fresa de ponta esférica.

Analisando as Figura VI.56 e Figura VI.57, verifica-se que os esforços de corte são mais baixos do que os obtidos aquando da operação de desbaste, em parte devido à espessura de material que a ferramenta está a remover ser menor. Relativamente à forma dos gráficos, constata-se que estes apresentam uma menor uniformidade, quando comparados com os gráficos obtidos na operação de desbaste, em parte devido ao facto da ferramenta de desbaste ser diferente da ferramenta de semi-acabamento e de acabamento.

Depois de adquirido o esforço de corte e tratar os dados relativos às zonas assinaladas nas figuras, foi determinada a força de maquinagem e o valor RMS da força de maquinagem. Na Figura VI.58 e Figura VI.59 apresentam-se a força de maquinagem para as operações de semi-acabamento e acabamento da liga Ti-6Al-4V.

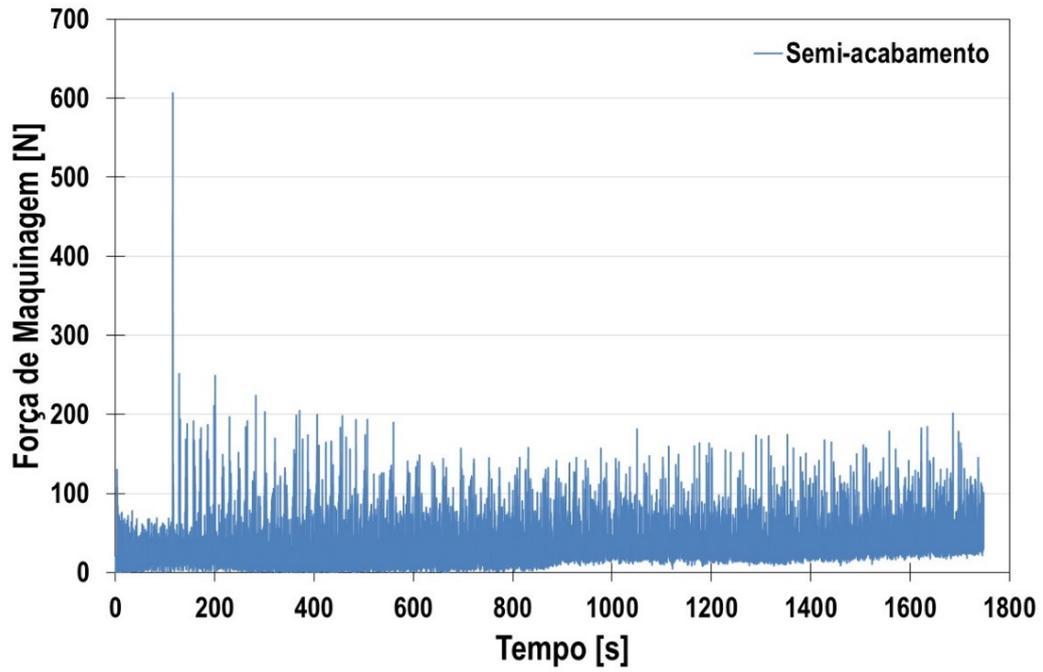


Figura VI.58 - Força de maquinagem obtida durante o semi-acabamento da liga Ti-6Al-4V com uma fresa de ponta esférica.

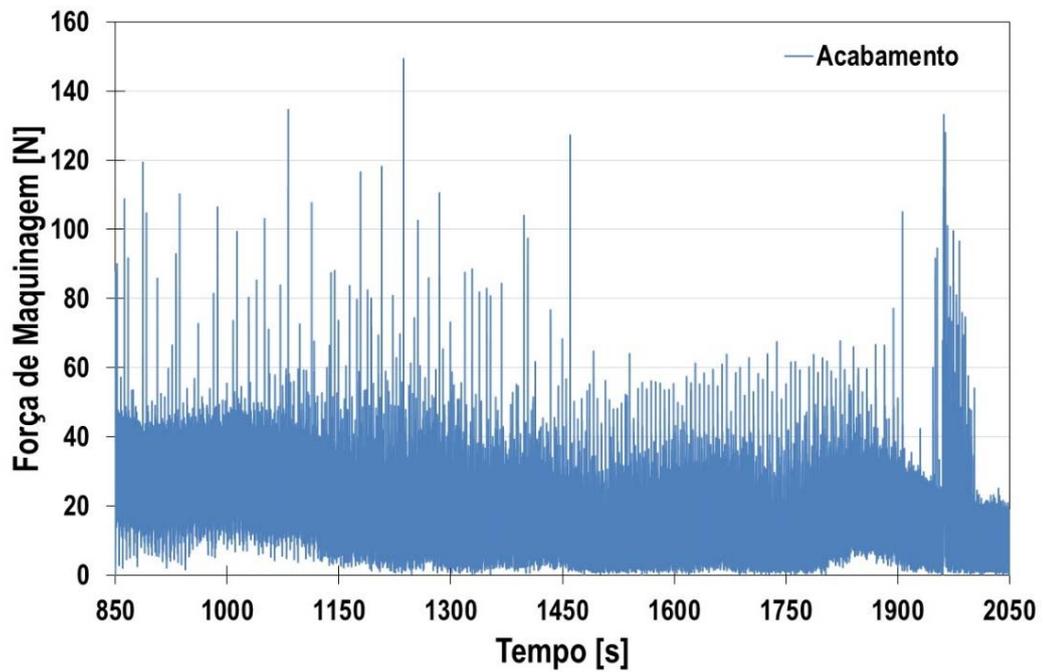


Figura VI.59 - Força de maquinagem obtida durante o acabamento da liga Ti-6Al-4V com uma fresa de ponta esférica.

Na Tabela VI.52, é apresentado o valor da força de maquinagem máximo e o valor RMS da força de maquinagem, para as operações de semi-acabamento e acabamento.

Tabela VI.52 - Força de maquinagem máxima e valor RMS da força de maquinagem, obtidos nas operações de semi-acabamento e acabamento da liga de titânio.

	Semi-Acabamento (sobre-espessura 0,5 mm)	Acabamento (sobre-espessura 0,3 mm)
Força máxima de maquinagem [N]	605,09	148,17
RMS (F_m) [N]	39,09	21,09

Analisando a Figura VI.58 e Tabela VI.52 conclui-se que para a operação de semi-acabamento a força de maquinagem máxima apresenta um pico extremamente elevado (605,09 N). Esta situação deve-se a existir uma reentrância na prótese femoral, não acessível à fresa utilizada no desbaste, que faz que a sobre-espessura nessa região seja superior aos 0,5 mm de sobre-espessura que permanecem na restante geometria.

O elevado esforço necessário ao corte de uma camada de maior espessura é registado na componente z da força, que pode ser observado na Figura VI.58 e está associado ao tipo de entrada que a ferramenta vai realizar nessa zona. Relativamente à força de maquinagem da operação de acabamento (Figura VI.59), verifica-se que existe uma flutuação na força de maquinagem que advém das entradas e saídas da ferramenta na peça.

Relativamente à análise da força de maquinagem no domínio frequência, atendendo que é utilizada uma rotação de 6000 RPM para a operação de semi-acabamento e acabamento, esta rotação traduz-se em 100 rotações por segundo (100 Hz) e as frequências harmónicas são de 100 Hz, 200 Hz, 300 Hz e assim por diante. Na Figura VI.60 e Figura VI.61, apresenta-se a evolução da força de maquinagem no domínio das frequências, para a operação de semi-acabamento e acabamento.

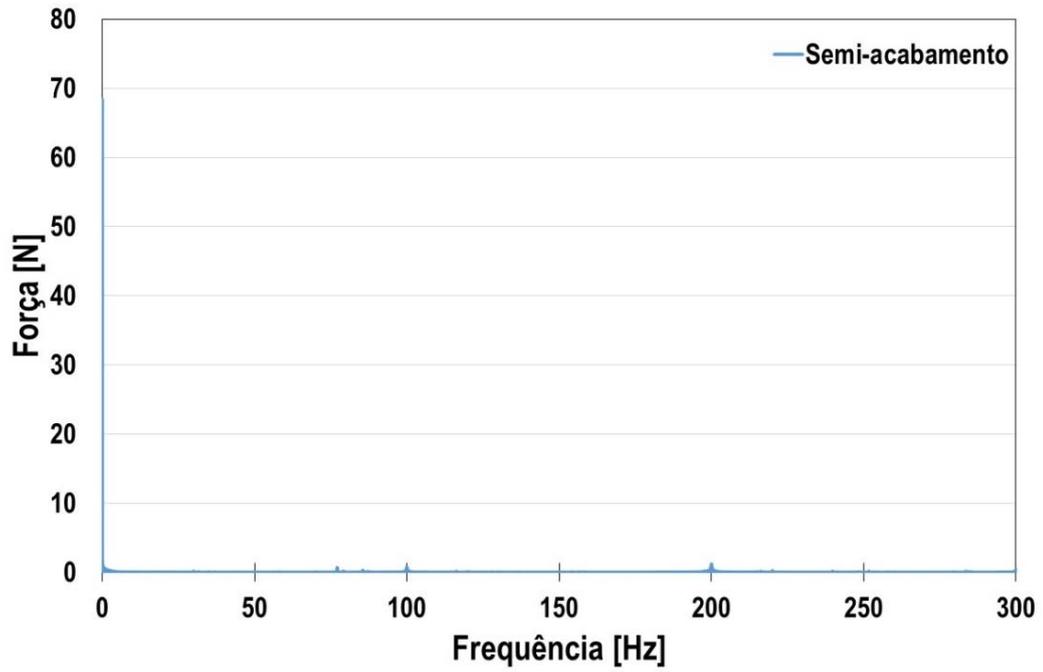


Figura VI.60 - Força de maquinagem no domínio da frequência para a liga Ti-6Al-4V, durante a operação de semi-acabamento com uma fresa de ponta esférica.

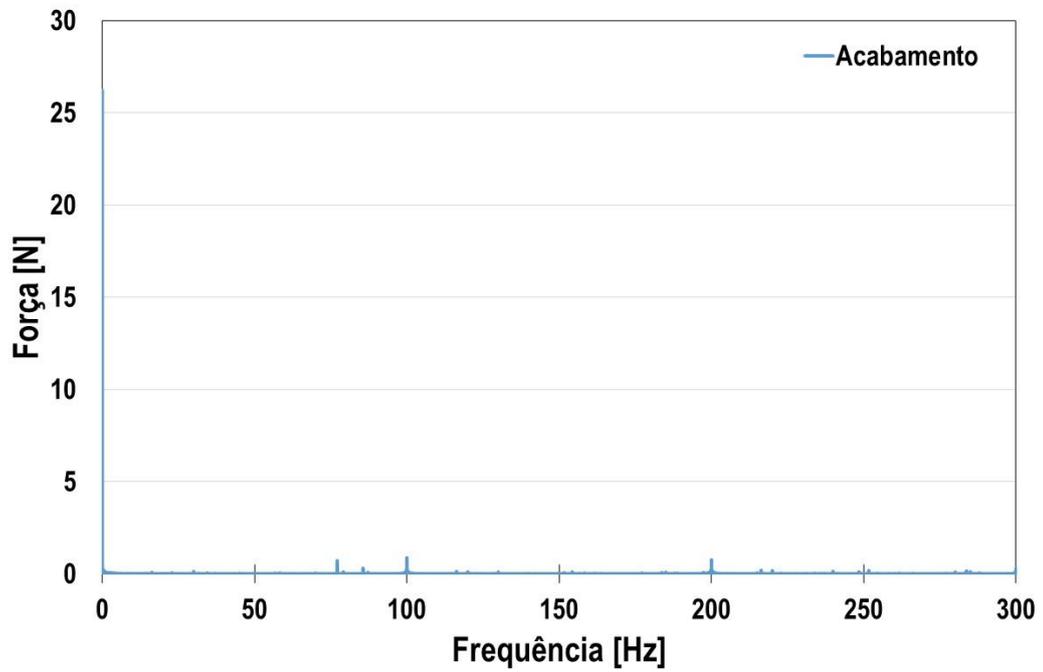


Figura VI.61 - Força de maquinagem no domínio da frequência para a liga Ti-6Al-4V, durante a operação de acabamento com uma fresa de ponta esférica.

Na Tabela VI.53 apresenta-se a evolução das forças de maquinagem no domínio das frequências para as operações em análise.

Tabela VI.53 - Evolução da força de maquinagem no domínio das frequências para a liga Ti-6Al-4V nas operações de semi-acabamento e acabamento.

Operação	Valor a 0 Hz	100 Hz	200 Hz	300 Hz
Semi-acabamento (sobre-espessura 0,5 mm)	68,42	0,79	1,21	0,48
Acabamento (sobre-espessura 0,3 mm)	26,22	0,88	0,62	0,30

Analisando os dados da tabela anterior, conclui-se que tanto para a operação de semi-acabamento como para a operação de acabamento, os valores da força provenientes das frequências harmónicas, podem ser desprezáveis quando comparados com o valor a 0 Hz.

Na Figura VI.62, apresentam-se a imagem da prótese femoral depois de concluídas as operações de desbaste, semi-acabamento e acabamento.



Figura VI.62 - Prótese femoral na liga de Ti-6Al-4V, depois de efetuadas as operações de maquinagem.

Pelo facto de não se ter utilizado fluido de corte é perceptível que a maquinação induziu um acabamento superficial inferior ao esperado. Desta forma é essencial o recurso a fluido de corte aquando da maquinação da liga de Ti-6Al-4V.

VI.2.2 - MAQUINAGEM DA PRÓTESE NA LIGA DE CRÓMIO-COBALTO Co-28Cr-6Mo

Para a liga de crómio-cobalto, os valores das componentes das forças de corte que se obtiveram durante o primeiro, segundo e terceiro patamar do desbaste, são os que se apresentam na Figura VI.63, Figura VI.64 e Figura VI.65, respetivamente.

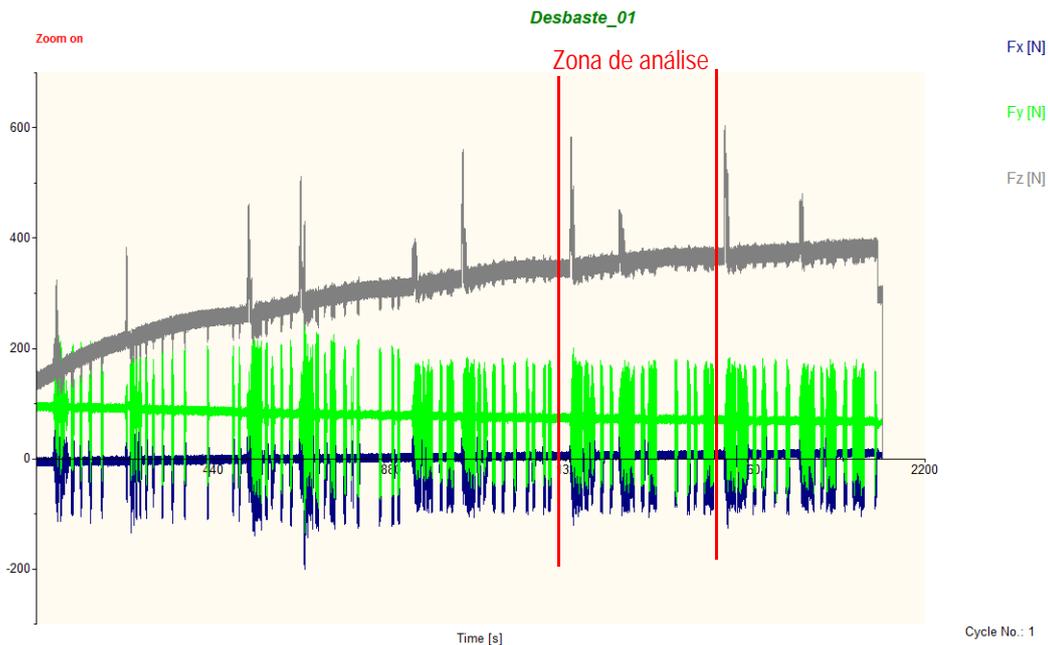


Figura VI.63 - Evolução das componentes da força de corte para o primeiro patamar de desbaste na liga de crómio-cobalto.

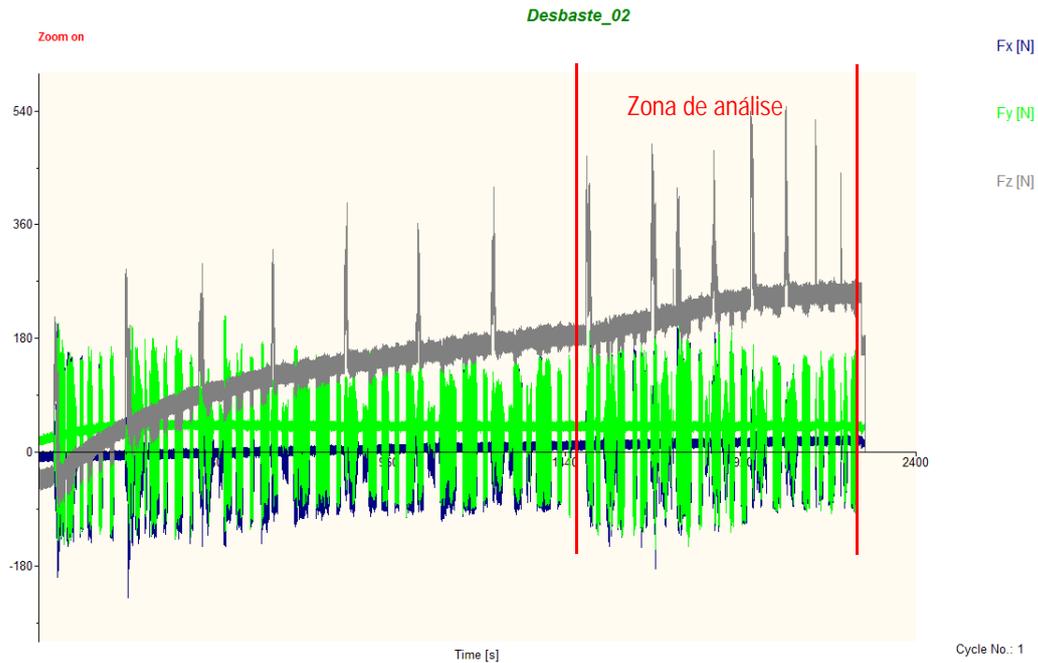


Figura VI.64 - Evolução das componentes da força de corte para o segundo patamar de desbaste na liga de cromo-cobalto.

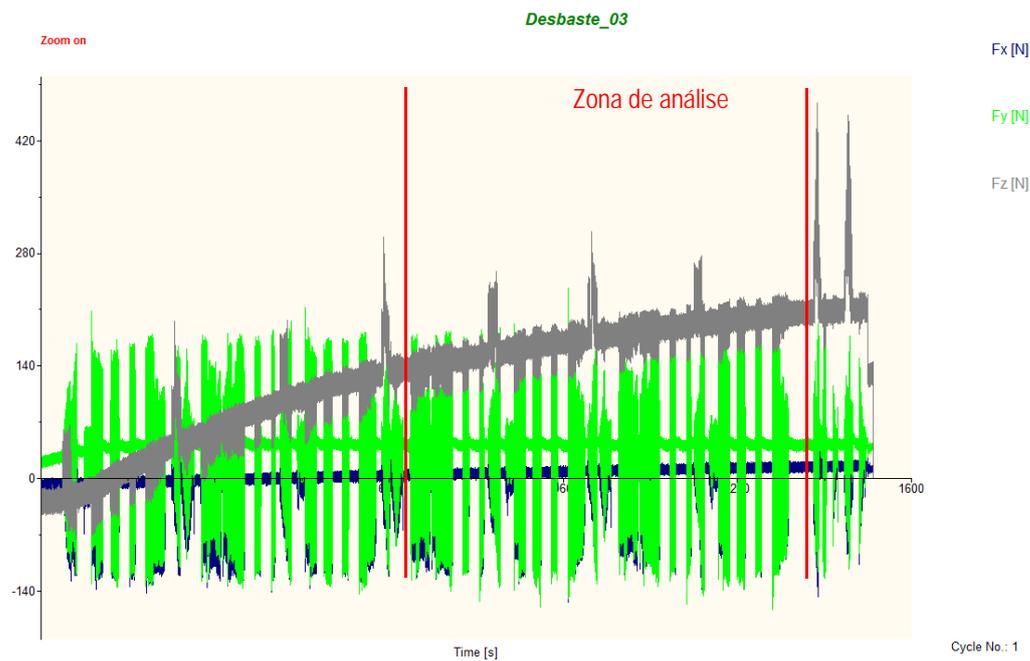


Figura VI.65 - Evolução das componentes da força de corte para o terceiro patamar de desbaste na liga de cromo-cobalto.

Depois de adquirido o esforço de corte e tratar os dados relativos às zonas assinaladas na figura, foi determinada a força de maquinagem e o valor RMS da força de maquinagem. Na Figura VI.66, Figura

VI.67 e Figura VI.68 apresentam-se a força de maquinagem para os patamares em análise, referentes à liga de titânio Ti-6Al-4V.

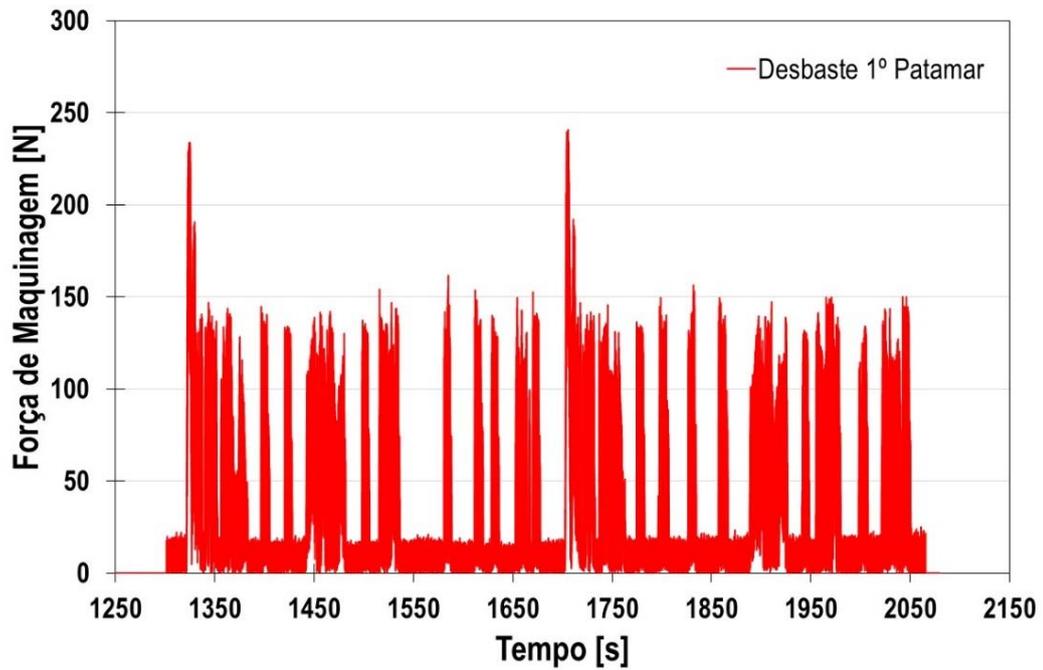


Figura VI.66 - Força de maquinagem obtida durante o desbaste do primeiro patamar da liga Co-28Cr-6Mo.

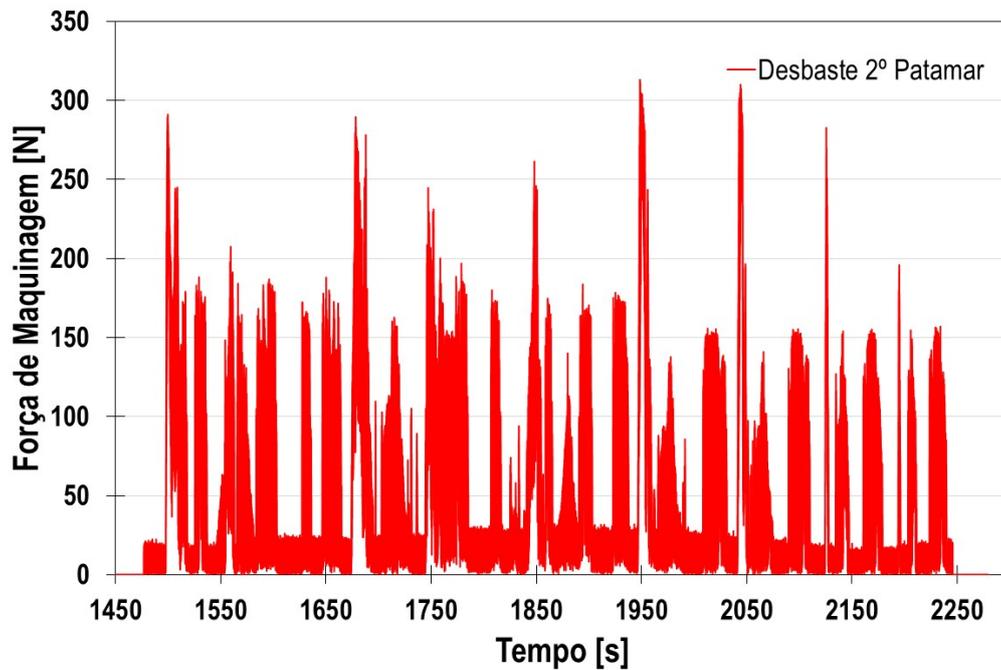


Figura VI.67 - Força de maquinagem obtida durante o desbaste do segundo patamar da liga Co-28Cr-6Mo.

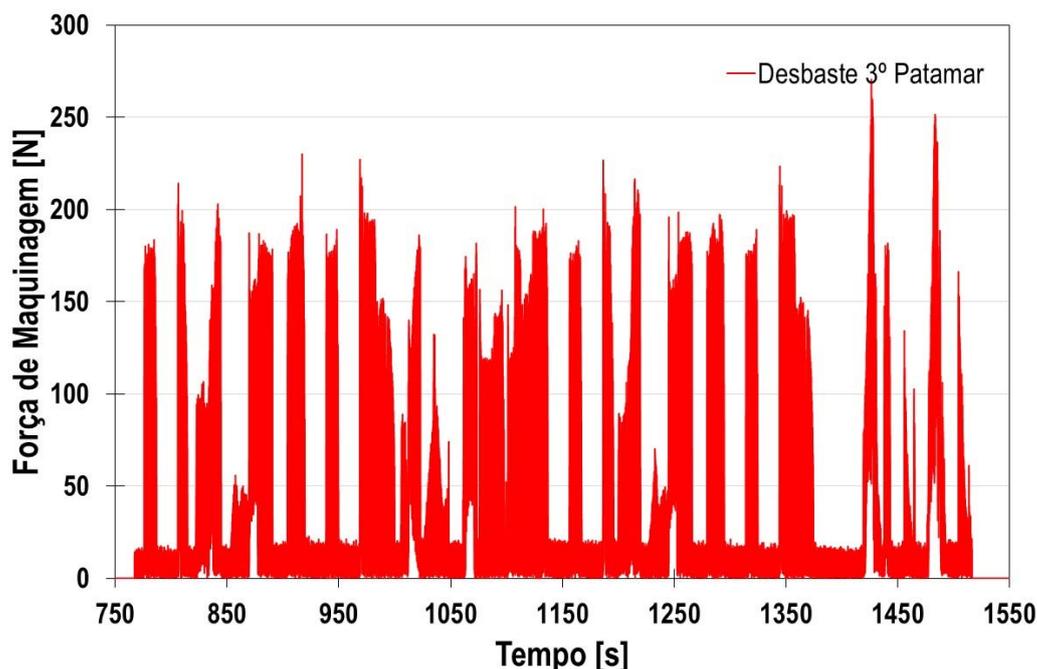


Figura VI.68 - Força de maquinagem obtida durante o desbaste do terceiro patamar da liga Co-28Cr-6Mo.

Analisando a Figura VI.66, a Figura VI.67 e a Figura VI.68 relativas à operação de desbaste verifica-se que as figuras apresentam uma não uniformidade no registo da força de maquinagem que advém do facto de a ferramenta conter entradas e saídas para reposicionamento aquando da maquinagem. Devido ao facto da geometria do bloco apresentar uma forma cilíndrica, a força de maquinagem sucessivamente decresce até aproximadamente zero devido às múltiplas trajetórias de ligação entre movimentos de corte, efetuadas em vazio.

Na Tabela VI.54, é apresentado o valor da força de maquinagem máxima e o valor RMS da força de maquinagem para os patamares em análise, obtidos na operação de desbaste da liga de cromo-cobalto.

Tabela VI.54 - Força de maquinagem máxima e valor RMS da força de maquinagem, na operação de desbaste da liga de cromo-cobalto.

	1º Patamar	2º Patamar	3º Patamar
Força máxima de maquinagem [N]	239,9	313,2	270,3
RMS (F_m) [N]	42,4	64,7	49,3

Na Tabela VI.54 é apresentado o valor da força de maquinagem e o valor RMS da força de maquinagem. Estes tendem a não ser uniformes devido ao elevado número de entradas e saídas que a ferramenta teve em virtude da geometria do material a maquinar.

No que diz respeito à análise da força de maquinagem no domínio frequência, atendendo que a fresa apresenta uma rotação de 2588 RPM para a operação desbaste, esta rotação traduz-se em 43,1(3) rotações por segundo (43,1(3) Hz), sendo as frequências harmónicas de 43,1(3)Hz, 86,2(6) Hz, 129,40 Hz e assim por diante. Na Figura VI.69, apresenta-se a evoluções da força de maquinagem no domínio das frequências, para a operação de desbaste para o primeiro patamar em análise.

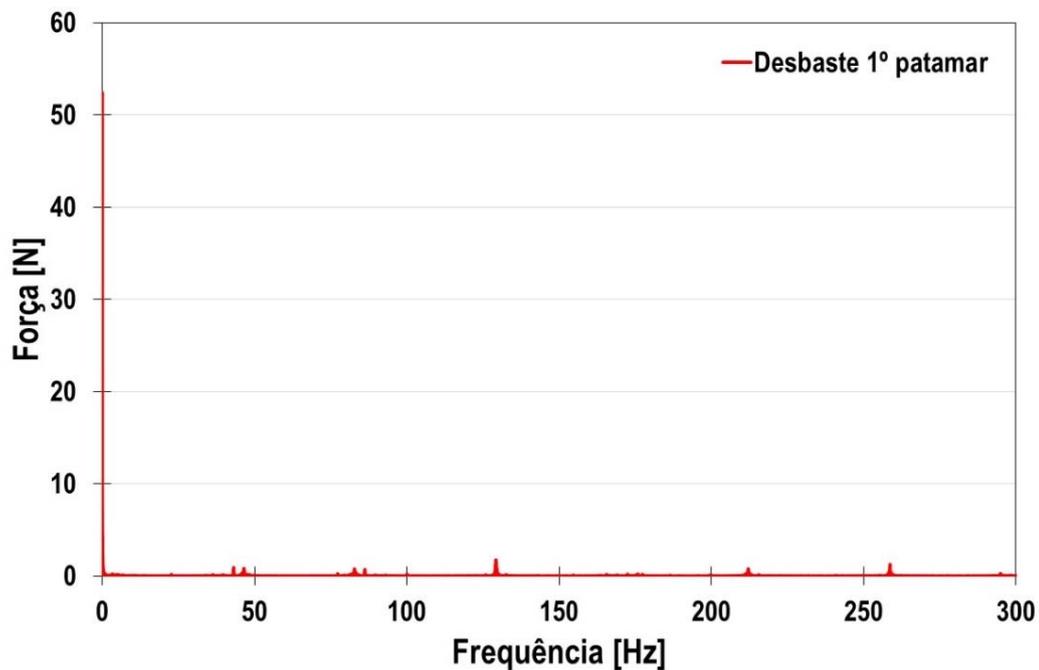


Figura VI.69 - Força de maquinagem no domínio da frequência para a liga Co-28Cr-6Mo, durante a operação de desbaste para o 1º patamar.

Na Tabela VI.55 apresenta-se a força de maquinagem no domínio das frequências para as operações de desbaste nas zonas em análise.

Tabela VI.55 - Força de maquinagem no domínio das frequências para a liga Co-28Cr-6Mo para a operação de desbaste.

Operação	Valor a 0 Hz	43,1(3) Hz	86,2(6) Hz	129,40 Hz
Desbaste 1º patamar	52,43	0,90	0,60	1,74
Desbaste 2º patamar	81,17	0,15	0,25	3,08
Desbaste 3º patamar	56,30	3,20	2,10	5,21

Na operação de desbaste da liga de cromo-cobalto, ao contrário do que aconteceu para a liga de titânio, todas as frequências harmônicas que advêm da rotação da ferramenta, estão perfeitamente identificáveis. Em virtude dos movimentos em vazio serem no segundo patamar de corte em menor número, são realizadas neste caso um maior número de entradas da ferramenta em rampa, fazendo aumentar o valor da força de maquinagem refletido também no aumento da força no domínio da frequência. No que concerne ao desgaste da ferramenta, entre cada patamar a ferramenta foi retirada da máquina de comando numérico tendo-se procedido à análise do desgaste das arestas da ferramenta que formam a face de ataque. Além de se identificar claramente o aumento do desgaste à medida que aumenta o percurso de corte, são observadas nas arestas da ferramenta regiões lascadas.

Na Figura VI.70 apresenta-se a evolução do desgaste dos gumes de corte relativos à face de ataque, e na Figura VI.71 encontra-se representado sob a forma gráfica, a evolução do desgaste da ferramenta que foi registado em função do percurso de maquinagem realizado.

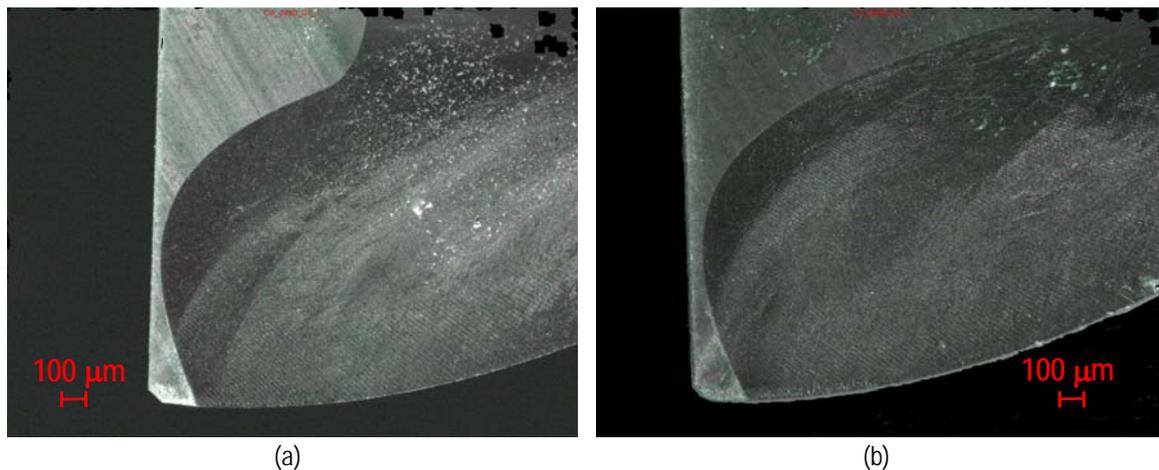


Figura VI.70 - Evolução do desgaste da aresta de flanco na operação de desbaste da liga de cromo-cobalto para o primeiro (a) e terceiro patamares (b).

É possível verificar que o desgaste da ferramenta vai aumentando à medida que a operação de desbaste vai decorrendo, no entanto é importante referir que em virtude do bloco de material apresentar uma geometria circular, grande parte do desbaste do primeiro e segundo patamar foram realizados com movimentos da ferramenta em vazio ou com a ferramenta a remover uma pequena quantidade de aparas, pelo que os valores registados para o desgaste da ferramenta são muito escassos. Apesar dessa limitação é possível dizer que o desgaste da ferramenta vai aumentando à medida que o comprimento de maquinação vai aumentando.

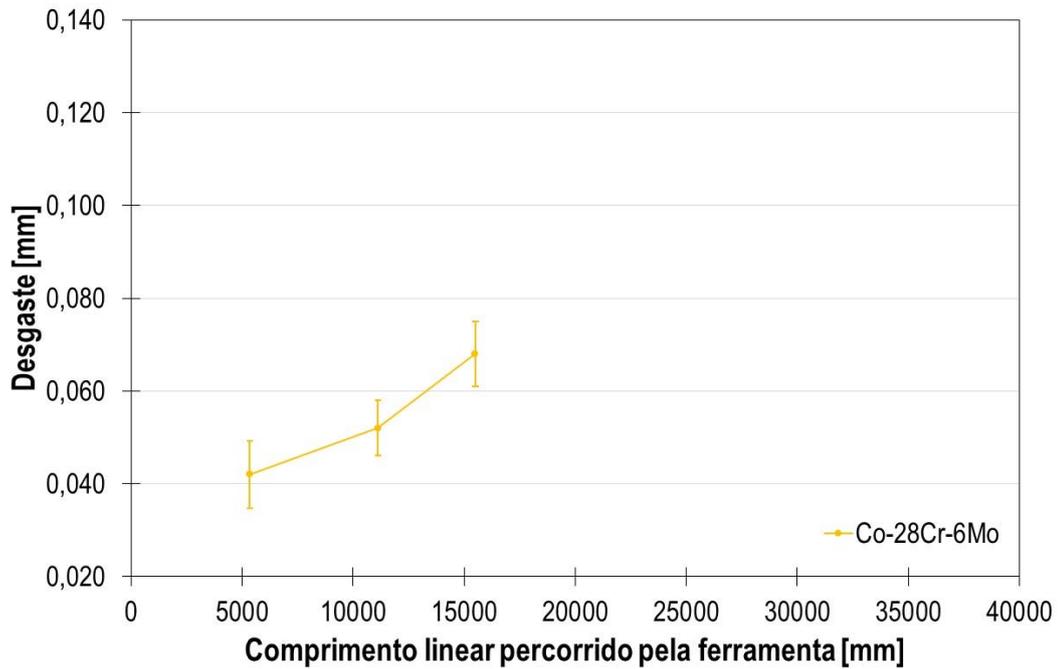


Figura VI.71 - Evolução do desgaste da ferramenta em função do comprimento linear de maquinagem percorrido na operação de desbaste da liga de crômio-cobalto.

Na Figura VI.72 é apresentado o varão de crômio-cobalto depois de realizadas as operações de desbaste.



Figura VI.72 - Resultado da operação de desbaste efetuado na liga Co-28Cr-6Mo.

Para as operações de semi-acabamento e acabamento foram registados os esforços de corte que a ferramenta de ponta esférica de 6 mm foi sujeita. Na Figura VI.73, apresentam-se os esforços obtidos durante a realização da operação de semi-acabamento e na Figura VI.74 os esforços da operação de acabamento.

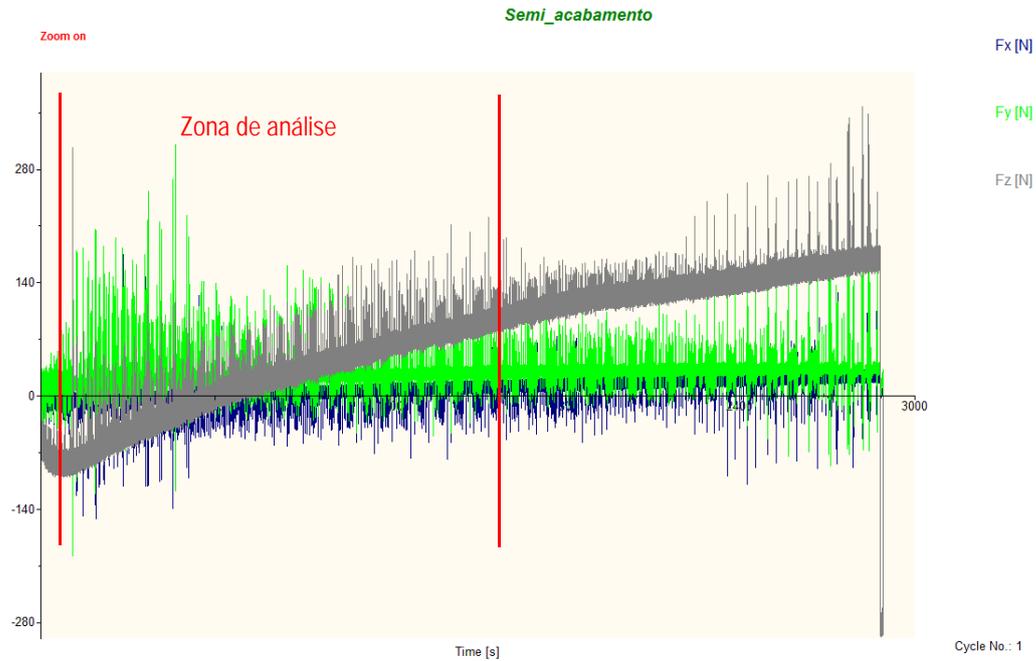


Figura VI.73 - Evolução das componentes da força de corte durante a operação de semi-acabamento na liga de cromo-cobalto, com uma fresa de ponta esférica.

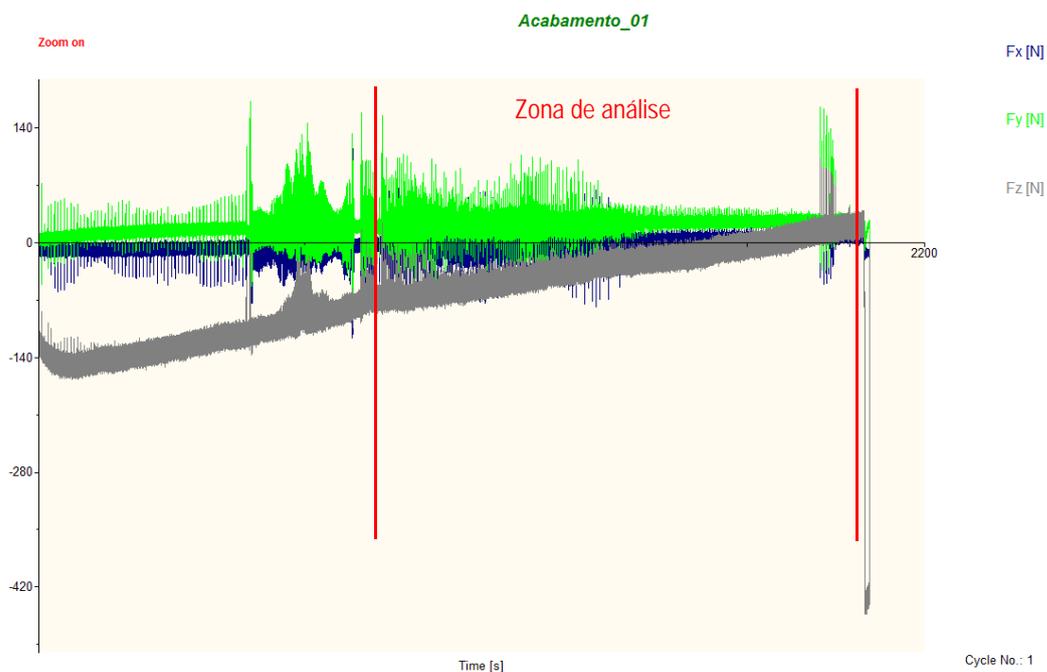


Figura VI.74 - Evolução das componentes da força de corte durante a operação de acabamento na liga de cromo-cobalto, com uma fresa de ponta esférica.

Na Figura VI.75 e Figura VI.76 apresenta-se a força de maquinagem para as operações de semi-acabamento e acabamento da liga crómio-cobalto Co-28Cr-6Mo.

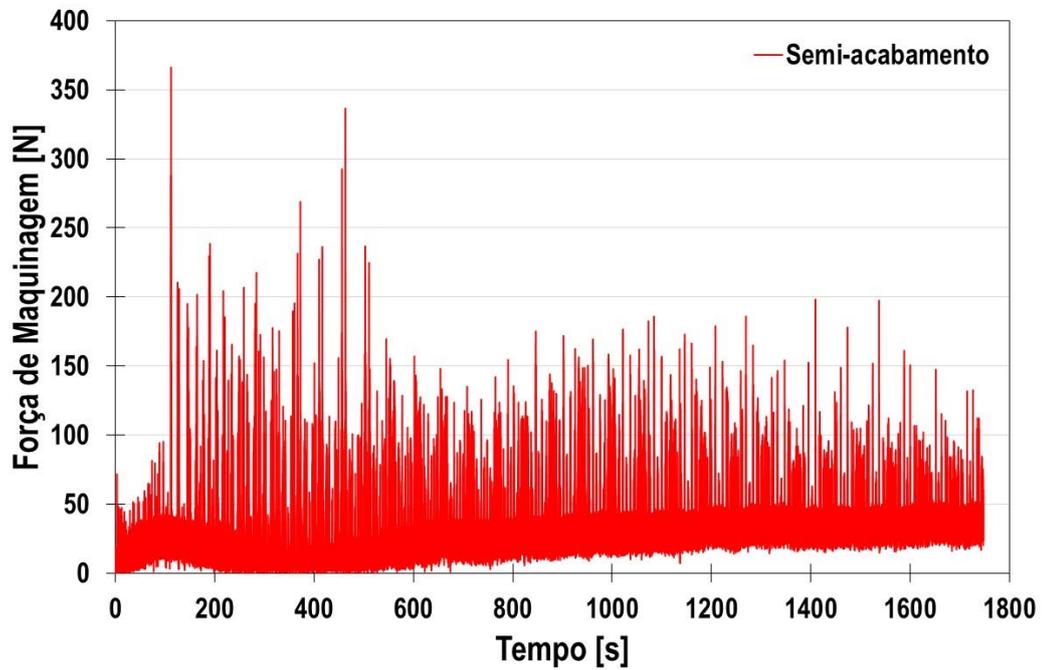


Figura VI.75 - Força de maquinagem obtida durante o semi-acabamento da liga Co-28Cr-6Mo com uma fresa de ponta esférica.

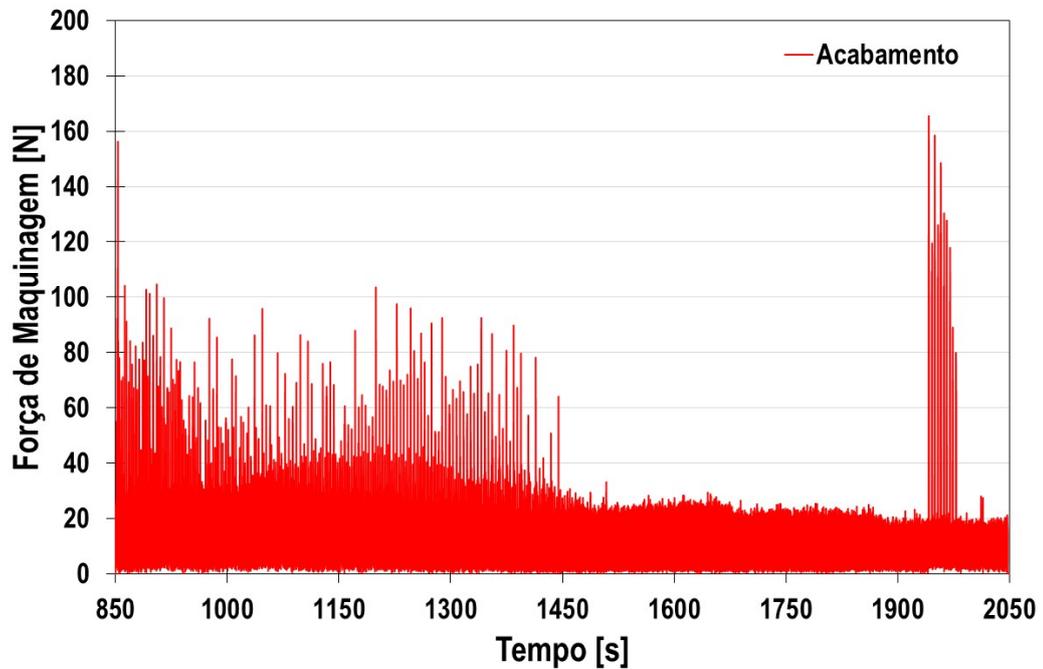


Figura VI.76 - Força de maquinagem obtida durante o acabamento da liga Co-28Cr-6Mo com uma fresa de ponta esférica.

Na Tabela VI.56, é apresentado o valor da força de maquinagem máximo e o valor RMS da força de maquinagem, para as operações de semi-acabamento e acabamento.

Tabela VI.56 - Força de maquinagem máxima e valor RMS da força de maquinagem, obtidos nas operações de semi-acabamento e acabamento da maquinagem da liga de cromo-cobalto.

	Semi-Acabamento (sobre-espessura 0,5 mm)	Acabamento (sobre-espessura 0,3 mm)
Força máxima de maquinagem [N]	366,20	163,40
RMS (F_m) [N]	36,95	13,83

Analisando a Figura VI.75, verifica-se que na operação de semi-acabamento a força de maquinagem apresenta alguns picos de elevado valor, sendo o maior deles de 366,20 N. A explicação para a ocorrência deste pico é a mesma que se apresentou aquando da operação de semi-acabamento da prótese femoral na liga de titânio. Ou seja, a geometria da prótese femoral apresenta uma pequena reentrância, não acessível à fresa utilizada no desbaste. Isto implica que a sobre-espessura nessa região seja superior aos 0,5 mm que permanecem na restante geometria. Quanto aos restantes picos da força de maquinagem, devem-se à estratégia de corte utilizada na operação de semi-acabamento. Relativamente à força de maquinagem na operação de acabamento (Figura VI.76) verifica-se que existe uma flutuação na força de maquinagem que advém das entradas e saídas da ferramenta na peça, tal como já tinha ocorrido aquando na maquinagem da prótese femoral na liga de titânio.

Relativamente à força de maquinagem no domínio frequência, atendendo que a fresa apresenta uma rotação de 6000 RPM para a operação de semi-acabamento e acabamento, esta rotação traduz-se em 100 rotações por segundo (100 Hz), sendo as frequências harmónicas de 100 Hz, 200 Hz, 300 Hz e assim por diante.

Na Figura VI.77 e Figura VI.78, apresenta-se a da força de maquinagem no domínio das frequências para a operação de semi-acabamento e acabamento.

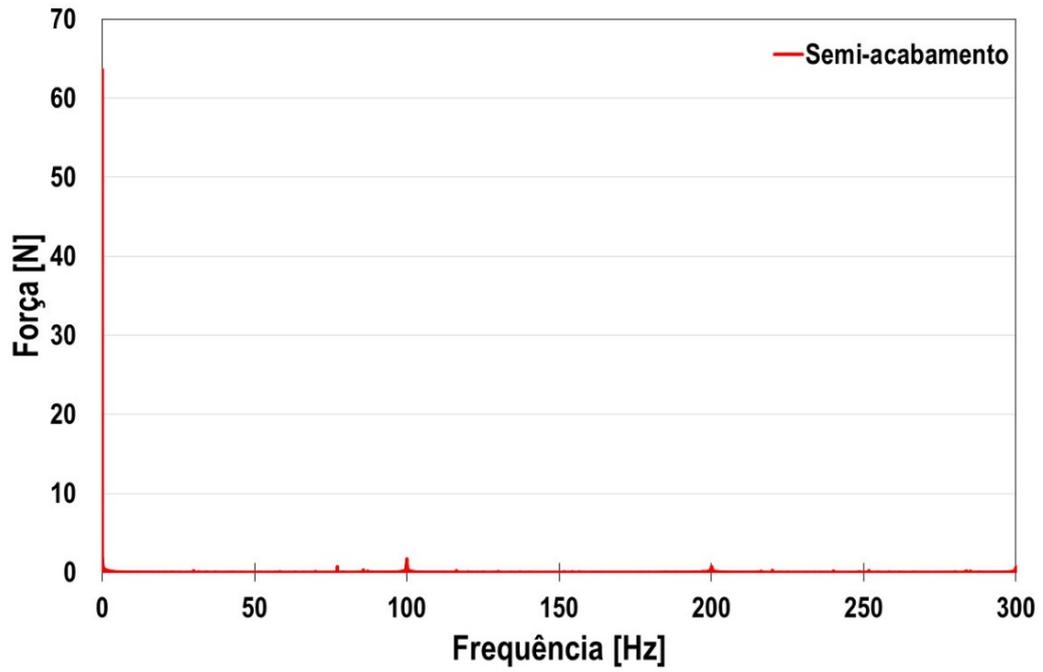


Figura VI.77 - Força de maquinagem no domínio da frequência para a liga Co-28Cr-6Mo, durante a operação de semi-acabamento com uma fresa de ponta esférica.

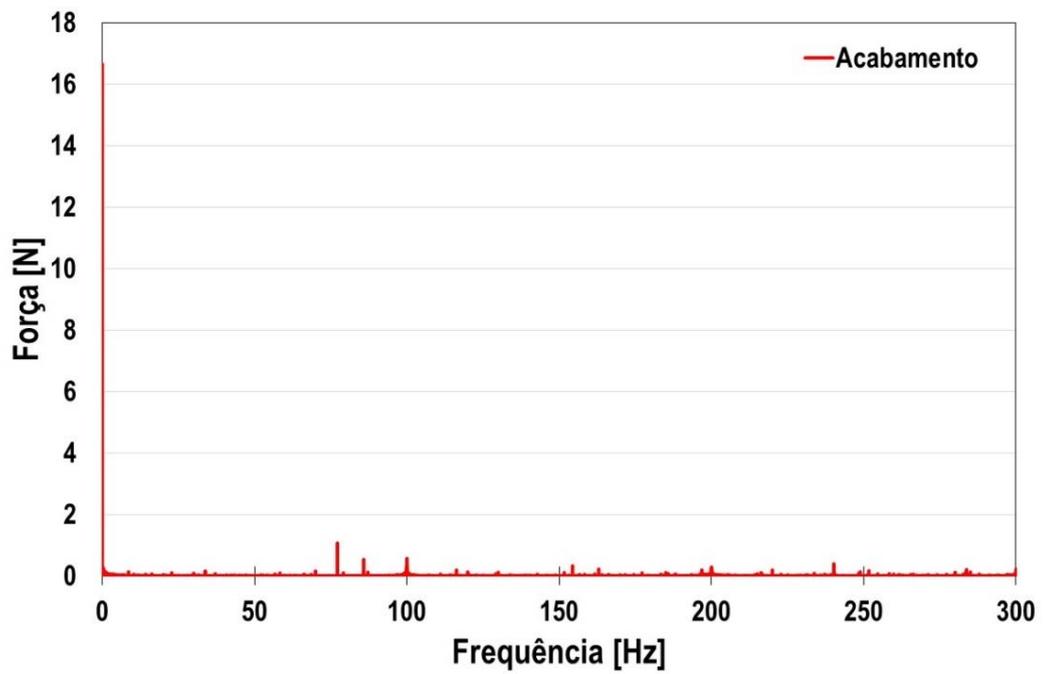


Figura VI.78 - Força de maquinagem no domínio da frequência para a liga Co-28Cr-6Mo, durante a operação de acabamento com uma fresa de ponta esférica.

Na Tabela VI.57 apresenta-se a forças de maquinagem no domínio das frequências para as operações em análise.

Tabela VI.57 - Evolução força de maquinagem no domínio das frequências para a liga Co-28Cr-6Mo para as operações de semi-acabamento e acabamento.

Operação	Valor a 0 Hz	100 Hz	200 Hz	300 Hz
Semi-acabamento (sobre-espessura 0,5 mm)	63,61	1,69	0,26	0,36
Acabamento (sobre-espessura 0,3mm)	16,65	0,53	0,29	0,22

Analisando os dados da tabela anterior verifica-se que tanto para a operação de semi-acabamento como para a operação de acabamento, os valores da força que advêm das frequências harmónicas podem ser desprezáveis quando comparados com o valor a 0 Hz.

Na Figura VI.79, apresentam-se o resultado obtido depois de concluídas as operações de maquinagem sendo que o acabamento superficial apresenta em termos meramente qualitativos, uma excelente qualidade superficial.



Figura VI.79 - Prótese femoral na liga Co-28Cr-6Mo, depois de efetuadas todas as operações de maquinagem.

VI.2.3 - ANÁLISE DE RESULTADOS

Depois de realizadas as operações de maquinagem na prótese femoral nas ligas metálicas estudadas nesta dissertação com os melhores parâmetros de corte, pode-se concluir que foi possível obter duas próteses parciais, em que o acabamento superficial em termos qualitativos, não apresenta diferenças significativas. Contudo, no caso da liga de titânio é perceptível que a não utilização de fluido de corte durante a maquinagem induziu um acabamento superficial inferior ao acabamento obtido na prótese de crómio-cobalto. Relativamente às forças de maquinagem e ao valor RMS da força de maquinagem, na Tabela VI.58 é apresentado um quadro comparativo com os resultados que se obtiveram no primeiro estudo da maquinabilidade de uma geometria simples, e os resultados obtidos na maquinagem parcial da prótese femoral.

Tabela VI.58 - Comparação da força de maquinagem máxima e o valor RMS da força de maquinagem, obtidos para a geometria simples estudada e geometria parcial da prótese femoral na operação de desbaste.

	Ti-6Al-4V		Co-28Cr-6Mo	
	Geometria simples	Prótese femoral	Geometria simples	Prótese femoral
	Percurso percorrido $\cong 1560$ [mm]	Percurso percorrido $\cong 35000$ [mm]	Percurso percorrido $\cong 1560$ [mm]	Percurso percorrido $\cong 15500$ [mm]
Força de maquinagem máxima [N]	186,8 \pm 11,2	228,4 \pm 39,2	223,6 \pm 8,5	274,5 \pm 36,8
RMS (F_m) [N]	79,4 \pm 1,2	75,7 \pm 10,9	101,6 \pm 1,0	52,1 \pm 11,4

Importa relembrar que no primeiro estudo, a geometria usada era uma forma simples, o comprimento percorrido pela ferramenta foi de 1560 mm, e o sentido de maquinagem foi sempre concordante. Para a maquinagem parcial da prótese femoral, os mesmos pressupostos foram equacionados, no entanto nem todos puderam ser garantidos, como por exemplo, a maquinagem ser sempre de modo concordante. A entrada da ferramenta no material entre passagens foi feita de acordo com a

estratégia de maquinagem adotada, sendo que não se tinha propriamente controlo no algoritmo que o *software* usa para gerar as trajetórias de maquinagem.

Analisando a Tabela VI.58, verifica-se que os valores obtidos de RMS para a força de maquinagem são semelhantes no caso da liga de titânio e apresenta alguma discrepância para a liga de cromo-cobalto. Esta disparidade de valores pode ser explicável pelo facto bloco de cromo-cobalto apresentar uma geometria circular e por isso a ferramenta nem sempre está em contato com o material. Além disso, a profundidade de corte nem sempre foi de 1 mm por passagem, devido mais uma vez à geometria do varão. Quanto aos valores da força maquinagem máxima, conclui-se que devido às entradas em rampa da ferramenta a maquinar a prótese, estes valores são sempre superiores comparativamente com a maquinagem da geometria simples. Na Figura VI.80, apresenta-se o desgaste da ferramenta na maquinagem das ligas de titânio e cromo-cobalto.

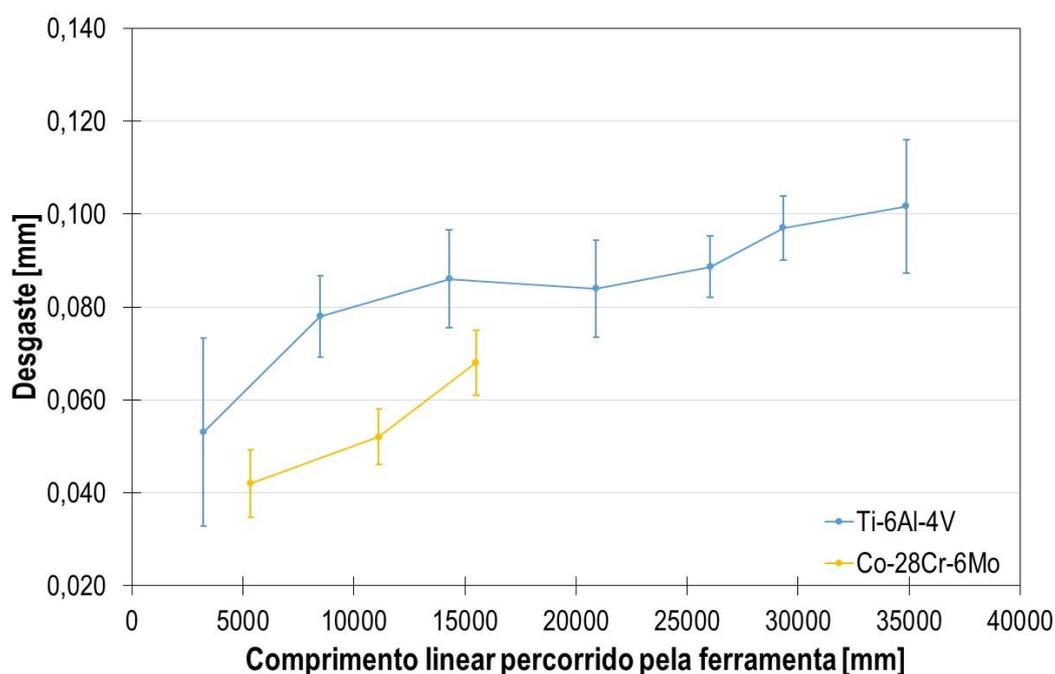


Figura VI.80 - Evolução do desgaste da ferramenta em função do comprimento percorrido na operação de desbaste da liga de titânio e da liga de cromo-cobalto.

Analisando a Figura VI.80, verifica-se que no caso da maquinagem da prótese, o desgaste sofrido pela ferramenta na maquinagem da liga de titânio é superior ao desgaste obtido na maquinagem da liga de cromo-cobalto. Este resultado contraria os resultados obtidos inicialmente para maquinagem dos provetes, podendo a explicação residir no facto das condições de corte no bloco de titânio e no

varão de cromo-cobalto para obtenção da prótese, não serem exatamente iguais, desde logo no comprimento percorrido pela ferramenta, entre outros fatores.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abele, E. & Frohlich, B., High Speed Milling of Titanium Alloys. *Advances in Production Engineering & Management*, Volume 3, (2008), pp. 131-140.

Al-Habaibeh, A. & Gindy, N., Self-Learning Algorithm for Automated Design of Condition Monitoring Systems for Milling Operations. *International Journal Advanced Manufacturing Technology*, Volume 18, (2001), pp. 448-459.

Amin, N., Ismail, A. & Khairusshima, N., Effectiveness of uncoated WC-Co and PCD inserts in end milling of titanium alloy—Ti-6Al-4V. *Journal of Materials Processing Technology*, Volume 192/193, (2007), p. 147–158.

Bruschi, S., Ghiotti, A. & Bordin, A., Effect of the process parameters on the machinability characteristics of a CoCrMo alloy. *Key Engineering Materials*, Volume 554-557, (2013), pp. 1976-1983.

Byrne, G., Dornfeld, D. & Denkena, B., Advancing Cutting Technology. *Annals of the CIRP*, Volume 52(2), (2003), pp. 483-507.

Che-Haron, C. & Jawaid, A., The effect of machining on surface integrity of titanium alloy Ti-6%Al-4%V. *Journal of Materials Processing Technology*, Volume 166, (2005), pp. 188-192.

Cooley, J. & Tukey, J., An Algorithm for the Machine Computation of the Complex Fourier Series. *Mathematics of Computation*, Volume 19, (1965), pp. 297-301.

Ezugwu, E., Bonneya, J., Silvab, R. & Cakir, O., Surface integrity of finished turned Ti-6Al-4V alloy with PCD tools using conventional and high pressure coolant supplies. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, Volume 47(6), (2007), p. 884-891.

Gey, C., *Prozessauslegung für das Flankenfräsen von Titan*. (2002), s.l.:Fortschritt-Berichte VDI Nr.625, IFW Hannover.

Ginting, A. & Nouari, M., Surface integrity of dry machined titanium alloys. *International Journal of Machine Tools & Manufacture*, Volume 49, (2009), pp. 325-332.

Huang, P., Li, J., Sun, J. & Zhou, J., Vibration analysis in milling titanium alloy based on signal processing of cutting force. *Int. J. Adv. Manuf. Technol.*, Volume 64, (2013), pp. 613-621.

Hughes, J., Sharman, A. & Ridgway, K., The effect of tool edge preparation on tool life and workpiece surface integrity. *Journal of Engineering Manufacture*, Volume 218, (2004), pp. 1113-1123.

Koike, K., Matsubara, A., Nakatsukasa, Y. & Yamaji, I., Improving Tool Life in End Milling of Cobalt Chromium Molybdenum (Co-Cr-Mo) Alloy. *Proc. of LEM21, Osaka University, Japan*, Volume 5, (2009), pp. 653-656.

Komanduri, R., Some clarifications on the mechanics of chip formation when machining titanium alloys. *Wear*, Volume 16(1), (1982), pp. 15-34.

Komanduri, R. & Turkovich, B. F., New observation on the mechanism of chip formation when machining titanium alloys. *Wear*, Volume 69(2), (1981), pp. 179-188.

Krüger, M. & Denkena, B., Model-based identification of tool run out in end milling and estimation of surface roughness from measured cutting forces. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Volume 65(5-8), (2013), pp. 1067-1080.

Li, H., Zeng, H. & Chen, X., An experimental study of tool wear and cutting force variation in the end milling of Inconel 718 with coated carbide inserts. *Journal of Materials Processing Technology*, Volume 180(1-3), (2006), pp. 296-304.

Lima, V., Lacerda, H. & Lima, A., *Análise e predição de forças de corte e vibrações tipo "chatter" no fresamento*. (2003), Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação, s.n.

Lopez de lacalle, L., Perez, J., Llorente, J. & Sanchez, J., Advanced cutting conditions for the milling of aeronautical alloys. *Journal of Materials Processing Technology*, Volume 100(1-3), (2000), pp. 1-111.

Ribeiro, M., Moreira, M. & Ferreira, J., Optimization of titanium alloy (Ti-6Al-4V) machining. *Journal of Materials Processing Technology*, Volume 143/144, (2003), pp. 458-463.

Shaw, M., *Metal Cutting Principles, 2nd. Ed.* (2004), USA: Oxford University Press.

Silva, J., Sá, J. & Galvão, N., *Uma nova metodologia para o cálculo de dureza vickers*. (2007), s.l., II Congresso de Pesquisa e Inovação da Rede Norte Nordeste de Educação Tecnológica.

Sun, J. & Guo, B., comprehensive experimental study on surface integrity by end milling Ti-6Al-4V. *Journal of Materials Processing Technology*, Volume 209, (2009), p. 4036-4042.

Sun, S., Brandt, M. & Dargusch, M., Characteristics of cutting forces and chip formation in machining of titanium alloys. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, Volume 49(7-8), (2009), p. 561-568.

Veiga, C., Davim, J. & Loureiro, A., Review on machinability of titanium alloys: the process perspective. *Rev. Adv. Mater. Sci.*, Volume 34, (2013), pp. 148-164.

Yamane, Y. & Sekiya, K., An Evaluation of Difficulty in Machining Difficult-to-Cut Materials by using Difficult-to-Cut Rating. *Japan Society for Precision Engineering*, Volume 70(3), (2004), pp. 407-411.

Zoya, Z. & Krishnamurthy, R., The performance of CBN tools in the machining of titanium alloys. *Journal of Materials Processing Technology*, Volume 100, (2000), pp. 80-86.

CAPÍTULO VII

CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

SUMÁRIO:

NESTE CAPÍTULO APRESENTAM-SE AS CONCLUSÕES DA DISSERTAÇÃO E INDICAM-SE ALGUMAS PERSPETIVAS DE TRABALHOS FUTUROS, COMO FORMA DE DAR CONTINUIDADE AO ESTUDO DESENVOLVIDO NO ÂMBITO DA PRESENTE DISSERTAÇÃO.

VII.1 - CONCLUSÕES

Para o estudo da maquinabilidade das ligas Ti-6Al-4V e Co-28Cr-6Mo na fresagem de dispositivos médicos foram estabelecidas três fases principais. A primeira consistiu em estudar as operações de maquinagem em geometrias complexas, como é o caso das próteses femorais anatómicas, recorrendo a programas de fabrico assistido por computador (CAM), com objetivo de perceber se existiam particularidades do processo de fresagem quando aplicado nestas situações. A segunda fase consistiu em estudar a maquinabilidade da liga de Co-28Cr-6Mo em confrontação com a liga Ti-6Al-4V. A terceira fase diz respeito ao comportamento das ligas para aplicações em biomecânica, quando submetidos a operações de fresagem para obtenção de geometrias complexas, como são o caso dos dispositivos médicos. Em primeiro lugar refira-se que a complexidade geométrica observada nos dispositivos médicos deve-se à existência de zonas delgadas e de pequena espessura, formas geométricas orgânicas com transições bruscas e inclusão de detalhes muito pequenos. Estes factos criam exigências próprias ao processo de fresagem, com necessidade de realização de várias operações e utilização de diversas fresas. Registe-se ainda que a natureza dos materiais utilizados eleva em muito a dificuldade do processo, condicionando por vezes o resultado final.

Caracterização do processo de fabrico por maquinagem do componente femoral

Relativamente à otimização das estratégias de maquinagem aplicadas à prótese femoral anatómica, depois de efetuada a maquinagem da prótese femoral com recurso a dois *programas* comerciais de fabrico assistido por computador (MasterCAM® e PowerMILL®), verificou-se que apesar de existirem

algumas diferenças, é possível alcançar um resultado semelhante em ambos os casos. No que diz respeito ao acabamento superficial, e apenas em termos qualitativos, não foram encontradas diferenças significativas.

O tempo total de maquinagem foi em muito condicionado pela dimensão necessária para o bloco inicial, com consequência no volume de material removido e no tempo de duração das operações de desbaste. Como solução alternativa para reduzir não só o tempo da operação de desbaste mas também a redução de desperdício de material, propõe-se recorrer a uma pré-forma da geometria a maquinar com sobre-espessura adicional, podendo essa pré-forma ser obtida por fundição ou por forjagem.

Maquinabilidade das ligas titânio e cromo-cobalto (Provetes)

No que diz respeito à maquinabilidade das ligas Ti-6Al-4V e Cr-28Co-6Mo, depois de analisar o valor da força máxima de corte no domínio do tempo, da força de maquinagem no domínio da frequência e o valor RMS (Root Mean Square, valor quadrático médio) da força de maquinagem, as seguintes conclusões podem ser enumeradas: relativamente às forças de corte, e de uma forma genérica, estas tendem a aumentar com o aumento da velocidade de corte até um determinado valor limite, após o qual se verifica uma diminuição do valor da força. Analisando exclusivamente a força de maquinagem máxima, concluiu-se que para a liga de titânio, a velocidade que induz menor valor na força de maquinagem máxima ocorre para a velocidade de corte de 50 m/mim, sendo que a 80 m/min se registaram os maiores valores de força de maquinagem máxima (aumento de aproximadamente 14,7%). Para a liga de cromo-cobalto, tal como já tinha ocorrido para a liga de titânio, a velocidade que induz menor força de maquinagem máxima é a de 50 m/mim, e para a velocidade de corte de 80 m/min corresponde o maior valor para a força de maquinagem máxima, sendo esse valor 39,0% superior. No entanto, embora a força de maquinagem máxima possa ser calculada, ficou demonstrado que esta deve ser entendida como meramente indicativa do esforço do corte que pode ocorrer em determinadas situações muito pontuais, como por exemplo durante a entrada da ferramenta no material, não se identificando com o valor característico da força de maquinagem obtido durante o corte.

O parâmetro que melhor define o esforço de maquinagem desenvolvido, poderá ser ou o valor da força de maquinagem no domínio da frequência ou o valor RMS da força de maquinagem, pois ambos têm em conta todo o esforço desenvolvido durante o processo de fresagem. Outra análise que se pode aferir da determinação das forças de maquinagem é que quando a velocidade de corte aumenta, começam a ser perceptíveis picos da força de maquinagem nas transições do troço 1 para o troço 2 e troço 3 de maquinagem. Este efeito é principalmente visível na liga de cromo-cobalto, que é aquela cuja resistência mecânica é mais alta. Conclui-se assim que as mudanças de direção são pontos críticos de esforços sobre as ferramentas, sendo este esforço acrescido no caso das velocidades de corte mais elevadas e nos materiais de maior resistência mecânica.

Relativamente ao desgaste das ferramentas, concluiu-se que o desgaste ocorre preferencialmente na aresta de flanco da fresa, sendo o desgaste visível quando se analisa a face de ataque dos gumes de corte da ferramenta. Nos ensaios realizados e em qualquer das ligas estudadas, o desgaste ocorrido nas ferramentas não chegou ao valor limite referido na norma ISO 3685 e na literatura (desgaste de flanco médio, $VB = 0,3 \text{ mm}$) (Davim, 2008). Para a liga de titânio, os menores valores de desgaste registados ocorreram para as velocidades de 50 e 65 m/min. Todavia, à medida que se aumentou a velocidade de corte de 65 m/min até 100 m/min, foi notório o surgimento de adesão de apara nos gumes de corte sendo que, quanto maior a velocidade de corte, maior a dimensão do fenómeno. Para a liga de cromo-cobalto, para qualquer das velocidades analisadas, não existe adesão da apara à ferramenta, existindo somente desgaste na aresta de flanco, que vai aumentando com o aumento da velocidade de corte. Importa referir que os valores de desgaste registados na liga de cromo-cobalto foram sempre superiores aos registados para a liga de titânio.

Da análise comparativa das aparas, pode concluir-se que o comprimento destas tende a ser maior para a liga de titânio e menor na liga de cromo-cobalto. Os resultados experimentais mostram ainda que para a liga de titânio a geometria da apara apresenta uma não uniformidade no tipo de apara serrilhada ao longo das variações na velocidade de corte. Aliás, a apara serrilhada propriamente dita apenas surgiu na velocidade de 80 m/min. Para as restantes velocidades existem algumas cristas formadas na apara que têm tendência a aumentar de dimensão à medida que se aumenta a velocidade de corte, mas sem a aparência de apara serrilhada. Relativamente à liga de cromo-cobalto, para qualquer das velocidades analisadas, as aparas resultantes do corte apresentaram sempre uma geometria do tipo serrilhada. À medida que se aumenta a velocidade de corte, o serrilhado da apara tende a ser menos definido e de menor dimensão.

No que diz respeito à dureza, para a liga Co-28Cr-6Mo registou-se um aumento contínuo da dureza com o aumento da velocidade de corte. Isto é, à medida que a velocidade de corte aumenta, também o endurecimento superficial aumentou. O material inicial apresentava uma dureza de 412 HV1 e após as operações de fresagem, com uma velocidade de corte de 100 m/min, registou-se uma dureza de 608 HV1. Este fenómeno pode ser explicado pelo encruamento que se desenvolve durante a operação de maquinagem induzindo mudanças na superfície, ou seja, a microestrutura dos grãos é deformada, que passa a ser mais refinado que nas condições iniciais. Para a liga Ti-6Al-4V, apesar dos valores de dureza medidos na superfície maquinada serem todos eles mais elevados que o valor medido para a condição inicial (antes de ser maquinado 341 HV1), o valor mais elevado de dureza foi obtido para uma velocidade de corte inferior (50 m/min), observando-se um ligeiro decréscimo contínuo da dureza com o aumento da velocidade de corte. A dureza diminui com o aumento da velocidade de corte, muito provavelmente devido ao reduzido coeficiente de condutibilidade térmica da liga que com o aumento da velocidade de corte, origina maior temperatura, o que tende a induzir amolecimento térmico e anular o efeito do encruamento induzido no corte.

Relativamente à rugosidade, conclui-se que os valores da rugosidade média (R_a) e da rugosidade máxima (R_z) apresentam uma tendência semelhante para ambas as ligas estudadas. Os maiores valores de R_a e R_z são obtidos para a velocidade de corte de 50 m/min ($R_a=0,92 \mu\text{m}$ e $R_z=5,24 \mu\text{m}$ para a liga de titânio e $R_a=0,81 \mu\text{m}$ e $R_z=4,37 \mu\text{m}$). Para velocidades de corte mais elevadas, os valores de R_a e R_z registados são substancialmente menores, mas não são observadas variações significativas com o aumento da velocidade de corte.

Maquinagem da prótese femoral anatómica na liga Ti-6Al-4V e liga Co-28Cr-6Mo

Com base nas conclusões anteriormente referidas definiu-se um conjunto de parâmetros a aplicar na maquinabilidade parcial de uma prótese femoral anatómica na liga de titânio e na liga de cromo-cobalto. Tanto para a liga de titânio como para a de cromo-cobalto, foram obtidas próteses parciais em que o acabamento superficial não apresentou diferenças significativas, se bem que para o caso da liga de titânio é perceptível que a falta de fluido de corte induziu um acabamento superficial de pior qualidade.

Relativamente às forças de maquinagem obtidos nas operações de desbaste para a liga de titânio e para a liga de cromo-cobalto conclui-se que os valores obtidos indicam que os esforços de maquinagem são maiores na liga de titânio do que na liga de cromo-cobalto, o que contradiz os resultados obtidos nos ensaios de maquinabilidade dos provetes e o referido por Yamane & Sekiya, (2004), onde através da análise DTCT referem que a liga de cromo-cobalto apresenta-se como sendo mais difícil de maquinar do que a liga de titânio. Esta aparente contradição dos resultados obtidos entre os provetes e a prótese femoral deve-se à geometria inicial dos materiais utilizados para a prótese ser diferente (paralelepípedo para a liga de titânio e varão para a liga de cromo-cobalto), implicando por isso condições de corte mais desfavoráveis no caso do bloco paralelepípedo de titânio. Note-se que o comprimento de corte que se obteve durante os ensaios experimentais é bastante diferente, pois na liga de cromo-cobalto a ferramenta não está a cortar durante um tempo significativo do percurso realizado e por isso o valor final da força de corte vai ser influenciado por este facto.

Relativamente ao desgaste das fresas utilizadas no desbaste, o comprimento linear de corte percorrido pela ferramenta foi de 35000 mm para o Ti-6Al-4V e de 15000 mm para o Co-28Cr-6Mo. Dos resultados de desgaste obtidos, é de salientar que a curva de desgaste para a ferramenta com maior percurso efetuado (liga Ti-6Al-4V), apresenta o comportamento típico descrito na literatura, com uma taxa de desgaste acentuado no início do corte, uma posterior estabilização do desgaste e no final, novamente um desgaste acentuado. No caso da liga Co-28Cr-6Mo, apenas o primeiro estágio foi registado, fruto do percurso realizado ser menor. Comparando os valores de desgaste da ferramenta para a liga de titânio e liga de cromo-cobalto, conclui-se que o desgaste é maior na liga de titânio, o que contradiz os valores de desgaste obtidos para os provetes. No entanto, chama-se atenção que pelos motivos explicados anteriormente, na maquinagem da prótese femoral, ao contrário do sucedido nos provetes, a força de maquinagem é maior na liga de titânio. Sendo assim, pode-se concluir que o desgaste da ferramenta está principalmente dependente da força de maquinagem registada. Isto é; no caso da maquinagem dos provetes, o maior esforço era observado na liga Co-28Cr-6Mo, e por isso a ferramenta que maquinou esta liga apresentava maior desgaste. Agora, na maquinagem da prótese femoral, os maiores esforços são registados para a liga Ti-6Al-4V, e por isso a ferramenta que apresenta maior desgaste é a que maquina este material.

Existem outros elementos que são de primordial importância em ambiente industrial, como é o caso da vida útil da ferramenta, e essa não pode ser extrapolada em virtude de se ter somente analisado

uma velocidade de corte. Para se extrapolar a vida útil da ferramenta para maquinagem desta prótese, seria necessário realizar ensaios com outras velocidades de corte, de modo a esclarecer quais as melhores condições que propiciam a maior longevidade na ferramenta.

Relativamente ao semi-acabamento e acabamento, apesar da ferramenta usada (topo esférica) não ter sido objeto de estudo neste trabalho, pode se dizer de uma forma genérica que à medida que a espessura da camada de corte a maquinar vai diminuindo, assim o esforço de maquinagem vai acompanhado essa diminuição. Por outro lado, verifica-se que as entradas e saídas da ferramenta, independente do material que se está a maquinar, apresentam uma forte influência no aumento do esforço de maquinagem, tal como é possível concluir, comparando as forças de corte registadas nos provetes e na prótese. Em termos industriais, onde as geometrias são normalmente bastante complexas, o controlo que se poderá ter em termos de escolha dos melhores ciclos de maquinagem que induzam o menor número de entradas e saídas na peça permite poupanças significativas na vida das ferramentas, advindo desse facto uma maior produtividade e redução de custos do produto fabricado.

Sendo assim, ficou demonstrado que apesar destes materiais serem considerados difíceis de maquinar, é possível maquiná-los adotando parâmetros de corte superiores aos recomendados pelo fabricante da ferramenta, o que pode proporcionar um ganho em termos de produtividade industrial.

Por último, importa referir que depois de desenvolvido este trabalho verifica-se que a análise das forças de corte no processo de fresagem é algo complexo, primeiramente em virtude de o mesmo não ser um corte ortogonal como no caso do torneamento e existirem múltiplos gumes de corte em que em cada instante cada gume se encontra em condições de corte distintas dos restantes gumes. Para além disso, o corte é descontínuo, ao contrário do torneamento em que o corte é contínuo durante um período significativo. Pela análise realizada, constata-se que o recurso à força de maquinagem máxima como forma de quantificar a força de maquinagem não é o procedimento mais correto, pois este valor pode ser atingido uma única vez e ser bastante díspar dos restantes valores registados. A abordagem executada de calcular por um lado o valor RMS da força de maquinagem, associada ao cálculo da Transformada Rápida de Fourier para quantificar a força de maquinagem, revelou-se como sendo o método que descreve de forma mais correta a força registada ao longo do processo de maquinagem.

VII.2 - PROPOSTAS DE TRABALHOS FUTUROS

Relativamente a propostas de trabalhos futuros, tendo em conta o que foi analisado neste estudo, a influência da velocidade de corte nas forças de corte, seria importante determinar os valores das forças de corte para valores de velocidade de corte entre 100 m/min e 200 m/min, em ambas as ligas.

Outro aspeto importante a ser analisado em trabalhos futuros consiste em estudar a influência do uso de fluido de corte, em baixa e alta pressão, no valor da força de corte

Refira-se ainda e como sugestões para trabalhos futuros a análise da dureza na camada de maquinação, através do recurso a ultra-microdureza, pois a camada de influência é inferior a 20 μm ;

Seria igualmente útil analisar os esforços de corte nestas ligas utilizando fresas de topo esférico, normalmente aplicadas para operações de semi-acabamento e acabamento. Além disto, seria interessante analisar os valores de tensões residuais que o processo de fresagem induz nestes materiais e nesta geometria.

Por último, recorrer a próteses produzidas com sobre-espessura por forjagem ou fundição e realizar as operações de acabamento por maquinação, com equipamento e *software* de fabrico assistido por computador vocacionado para realizar o trabalho em multi-eixos (5 eixos de maquinação).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Davim, J., *Princípios da maquinagem*. (2008), Porto: Publindústria, Edições Técnicas.

Machado, Á., Abrão, A., Coelho, R. & Silva, M., *Teoria da Usinagem dos Materiais*. (2009), 1ª ed. s.l.:Editora Edgard Blucher, Ltda..

Yamane, Y. & Sekiya, K., An Evaluation of Difficulty in Machining Difficult-to-Cut Materials by using Difficult-to-Cut Rating. *Japan Society for Precision Engineering*, Volume 70(3), (2004), pp. 407-411.