

Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

**Estudo comparativo das propriedades tribológicas
entre ligas de cromo-cobalto fundidas e maquinadas**



Alexandra Silva Freitas

Estudo apresentado à Faculdade de Medicina da Universidade de
Coimbra para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Orientador: Professor Doutor Pedro Miguel Gomes Nicolau

Coorientadora: Doutora Sónia Isabel Gonçalves Fangaia

Coimbra, 2016

Estudo comparativo das propriedades tribológicas entre ligas de crómio-cobalto fundidas e maquinadas

Autores

Freitas A.*; Fangaia S.**; Nicolau P.***

Afiliação dos autores

* Aluna do 5º Ano do Mestrado Integrado em Medicina Dentária da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

** Assistente Convidada do Mestrado Integrado em Medicina Dentária da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

*** Professor Auxiliar do Mestrado Integrado em Medicina Dentária da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

Área de Medicina Dentária

Avenida Bissaya Barreto, Blocos de Celas

3000-075 Coimbra

Telf: +351-239 484 183

Fax: +351-239 402 910

Coimbra, Portugal

Endereço eletrónico: xana_freitass@hotmail.com

“A nossa maior glória não reside no
fato de nunca cairmos, mas sim em
levantarmo-nos sempre depois de
cada queda.”

Oliver Goldsmith

AGRADECIMENTOS

Ao Senhor Professor Doutor Pedro Miguel Gomes Nicolau,

Manifesto a minha maior gratidão pela orientação e por toda a sabedoria disponibilizada ao longo de todo o meu percurso académico.

À Dr. ^a Sónia Isabel Gonçalves Fangaia,

Agradeço pela coorientação e disponibilidade ao longo de toda a realização deste trabalho.

Ao Senhor Engenheiro Carlos Patacas,

Pelo auxílio na obtenção e interpretação dos resultados.

Ao Jóni Silva,

Pela grande ajuda na elaboração dos dados estatísticos.

Aos meus pais, namorado e amiga,

Por acreditarem em mim, pela sabedoria de vida, pelo apoio incondicional, pelas palavras de apreço e carinho, pela paciência e força nos momentos difíceis.

Ao Marcelo,

Por tudo.

RESUMO

Objetivo. Este estudo teve como objetivo comparar as propriedades tribológicas, como a rugosidade e a dureza, das ligas crômio-cobalto que tenham sido submetidas a dois diferentes métodos de produção, pela técnica convencional por fundição ou pela técnica de maquinação por CAD/CAM.

Materiais e métodos. Oito amostras (10 mm de diâmetro e com 3 mm de espessura) foram utilizadas para a realização deste estudo, sendo quatro das amostras de Cr-Co maquinadas, representadas pelos hexágonos e outras quatro amostras de Cr-Co fundidas representadas pelos discos. Foi analisada a rugosidade de superfície com recurso a um microscópio eletrónico em diferentes planos, sendo definida uma área específica para as medições. O teste de microdureza de Vickers foi realizado nos quatro exemplares dos dois grupos, com 5 medidas obtidas por amostra e sob uma carga de 0,5 kg durante 15 segundos de tempo de permanência, tendo sido utilizado o equipamento HMV-2 SHIMADZU. O valor médio das 5 medições foi utilizado para caracterizar a microdureza de cada amostra. Os resultados obtidos através dos testes realizados nos dois grupos, foram organizados em tabelas Excel e analisados estatisticamente pelo sistema software SPSS, tendo sido utilizada a distribuição t de Student para comparar as diferenças entre os dois métodos, cujo nível de significância considerado foi de 5%.

Resultados. A análise estatística da rugosidade de superfície média e da microdureza média revelaram diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos.

Conclusão. A rugosidade de superfície e microdureza das ligas Cr-Co maquinadas apresentaram melhores resultados que as ligas Cr-Co fundidas, podendo então concluir-se que o método de maquinação por CAD/CAM apresenta melhores resultados em relação ao método de fundição convencional para as propriedades analisadas.

Palavras – chave: ligas crômio-cobalto, fundição convencional, maquinação CAD/CAM, propriedades tribológicas, rugosidade, microdureza.

ABSTRACT

Objective. The aim of this study was to compare the tribological properties, such as roughness and hardness, of the chromium - cobalt alloys that have been subjected to two different methods of production, the conventional technique by casting or by machining technique of CAD / CAM.

Materials and Methods. Eight specimens (10 mm in diameter and 3 mm thick) were used for this study, four samples of machined Cr- Co, represented by hexagons and four Cr -Co samples fused represented by disks. Surface roughness was analysed using an electron microscope in different planes, set to specific area measurements. The Vickers hardness test was carried out in four copies of the two groups, with 5 measurements per sample under a load of 0.5 kg for 15 seconds, having used the HMV - 2 Shimadzu equipment. The average value of 5 measurements was used to characterize the hardness of each sample. The results obtained from the tests performed in both groups were organized in Excel tables and statistically analysed by SPSS software system using the Student's t distribution to compare the differences between the two methods, the level of significance was 5%.

Results. Statistical analysis of the average surface roughness and the average micro hardness revealed statistically significant differences between the two groups.

Conclusion. The surface roughness and hardness of machined Cr -Co alloys showed better results than the Cr -Co alloy castings. It can be concluded that the machining method for CAD / CAM provides the best results compared to conventional casting method considering the properties analysed.

Key-words: alloy chromium - cobalt, conventional casting, machining CAD / CAM, tribological properties, roughness, hardness.

ÍNDICE

INTRODUÇÃO.....	1
MATERIAS E MÉTODOS	6
1. Rugosidade tridimensional	7
2. Teste de Microdureza de Vickers	8
3. Análise estatística.....	9
RESULTADOS.....	10
1. Rugosidade tridimensional	10
2. Microdureza de Vickers	12
DISCUSSÃO	14
CONCLUSÃO	17
BIBLIOGRAFIA	18
ANEXOS	21

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Amostras maquinadas (1-4) e fundidas (5-8).....	6
Figura 2 – Provetes metálicos Biosil [®] f da marca DeguDent.....	6
Figura 3 - Microscópio Eletrônico InfiniteFocus Software, marca Alicona.....	8
Figura 4 - Imagem representativa da área de medições da rugosidade.....	8
Figura 5 - Pirâmide de diamante de base quadrada e ângulo entre faces de 136°.....	8
Figura 6 - Dispositivo HMV-2 SHIMADZU.....	9
Figura 7 - Imagens reais tridimensionais da rugosidade de superfície de cada uma das 8 amostras.....	11

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela I - Composição química da liga fundida e da liga maquinada.....	7
Tabela II - Tabela II - Propriedades dos provetes metálicos Biosil® f da marca DeguDent.....	7
Tabela III - Medidas de rugosidade das amostras maquinadas obtidas pelo microscópio eletrônico	10
Tabela IV - Medidas de rugosidade das amostras fundidas obtidas pelo microscópio eletrônico.....	10
Tabela V - Média e desvio padrão calculados de acordo com os resultados obtidos pela análise da rugosidade de superfície dos 2 grupos de amostras; análise estatística pela distribuição t de Student, em que o nível de significância considerado foi $p>0,05$	12
Tabela VI - Medições de HV para cada uma das 8 amostras.....	12
Tabela VII - Média e desvio padrão calculados de acordo com os resultados obtidos pela análise da microdureza dos 2 grupos de amostras; análise estatística pela distribuição t de Student, em que o nível de significância considerado foi $p>0,05$	13

ABREVIATURAS

Au	Ouro
Cr - Co	Crómio – Cobalto
Ni	Níquel
CAD / CAM	Design assistido por computador / fabrico assistido por computador ou Computer - aided - design / computer - aided - manufacturing
SLM	Fundição Seletiva a Laser ou Selective Laser Melting
HV	Dureza de Vickers
Ra	Rugosidade média aritmética
Rp	Altura máxima do pico de perfil
Rv	Profundidade máxima do vale de perfil
Rmax	Rugosidade superficial máxima
\bar{X}	Média
σ	Desvio Padrão
p	Análise estatística pela distribuição t de Student, em que o nível de significância considerado foi $p>0,05$.

INTRODUÇÃO

As próteses parciais removíveis esqueléticas têm vindo a ser utilizadas desde há décadas e têm demonstrado um bom desempenho clínico, uma estética favorável e uma boa durabilidade. Este tipo de próteses é constituído por duas partes, uma estrutura metálica que confere resistência e outra estrutura em acrílico que contribui para uma estética desejável ¹.

Os materiais utilizados na fabricação de dispositivos médico-dentários devem idealmente apresentar as seguintes características: ausência de toxicidade, biocompatibilidade, bem como resistência mecânica ².

Ligas de metais nobres como por exemplo o ouro (Au) têm vindo a ser utilizados como matéria-prima desde há muito tempo para o tratamento protético dentário, devido às suas boas propriedades (biocompatibilidade e facilidade de manipulação), no entanto devido ao seu maior custo surgiram novas ligas dentárias no mercado ^{1,3}.

Ligas dentárias não nobres como é o caso da liga Crómio-Cobalto (Cr-Co) têm sido, assim, uma alternativa válida às ligas nobres. As ligas Cr-Co apresentam como características vantajosas o seu menor custo, menor densidade, possuem excelentes propriedades mecânicas tais como alta dureza, resistência à corrosão, elevado módulo de elasticidade, biocompatibilidade e boas propriedades eletroquímicas, sendo estas características desejáveis para os materiais dentários ^{1,3,4,5,6,7,8}.

A resistência à corrosão das ligas deve-se à existência de uma película fina de óxidos à base de crómio (Cr_2O_3) formada à superfície ^{6,9}. A camada de óxido atua como uma barreira para a corrente de eletrões entre o eletrólito circundante e a liga. É sabido que alterações na concentração de crómio e cobalto podem influenciar a composição da película de óxido e por sua vez influenciar a resistência à corrosão ². A corrosão deve ser minimizada uma vez que esta também tem influência na biocompatibilidade do material ².

No entanto, as ligas Cr-Co possuem algumas desvantagens como: elevada temperatura de fusão, elevada reatividade aquando do processo de fundição, sendo deste modo necessários cuidados especiais, também apresenta uma maior dificuldade no acabamento devido à sua elevada dureza ¹.

A dureza das ligas Cr-Co diminui com o aumento do teor em níquel (Ni) e aumenta com o aumento do teor em crômio ¹⁰, assim estas ligas apresentam-se como sendo mais rígidas, resistentes à tração e resistentes aos ciclos de fadiga mecânica quando comparadas com as ligas nobres ^{8, 10}.

As estruturas protéticas em Cr-Co podem ser fabricadas por diferentes técnicas, tais como a fundição convencional mais propriamente designada por fundição de cera perdida ou pela tecnologia de Design assistido por computador/ fabrico assistido por computador ou como habitualmente é designado Computer - aided - design / computer - aided - manufacturing (CAD-CAM), de forma maquinada ou por técnicas aditivas a laser SLM ^{2, 3, 6, 11, 12, 13, 14, 15}.

O método de fundição convencional é o método mais utilizado para o fabrico de estruturas metálicas fundidas ¹³ e tem vindo a ser utilizado desde há muitos anos ². A natureza da cera de fundição e a sua elevada ductilidade pode levar a algumas alterações dimensionais e discrepâncias relacionadas com a sua manipulação ¹⁴. Este processo torna-se mais complexo aquando do fabrico de metais não nobres em relação aos nobres, uma vez que estes necessitam de uma maior temperatura de fusão tornando-se mais suscetíveis a algumas complicações aquando do procedimento de produção como por exemplo à oxidação e à distorção ^{4, 13}.

Nas últimas décadas, com o desenvolvimento tecnológico, têm sido desenvolvidas novas técnicas para a fabricação de estruturas metálicas para o uso em Medicina Dentária que têm revolucionado a especialidade da prótese levando à produção de novos materiais advindos de novas técnicas de produção. O sistema CAD/CAM, de uma forma simples, é constituído por três partes: 1) local que recolhe e recebe os dados da área de preparação e em seguida converte-os em impressões virtuais; 2) software que projeta os trabalhos num molde virtual; 3) sistema eletrónico que vai obter um objeto sólido, podendo ser construído a partir de um bloco, onde surge a técnica da maquinação por CAD/CAM ou então pela junção de pó, designada pela técnica de fundição seletiva a laser ou selective laser melting como é habitualmente chamado (SLM) ^{12, 16}. Esta última fase do sistema CAD/CAM na área de Medicina Dentária vai permitir, através do modelo CAD, o processamento, acabamento e polimento dos materiais como próteses, implantes, pilares entre muitos outros aditamentos protéticos ^{13, 16}.

A tecnologia CAD/CAM apresenta algumas vantagens como a sua simplicidade, redução do tempo e custo de produção, menor consumo de materiais e menor risco de

distorção, melhorando a precisão e durabilidade ^{3, 4, 5, 12, 17}. No entanto, o elevado custo do equipamento é uma desvantagem desta técnica ⁴.

A técnica de maquinação por CAD/CAM, é uma técnica subtrativa que utiliza um bloco de Cr-Co e a partir desse mesmo bloco, máquinas de corte afiadas específicas vão esculpir mecanicamente o material para conseguir a geometria desejada, sendo estes passos assistidos por um programa de computador ^{3, 12, 16}. Quando um material é feito pela técnica de maquinação por CAD/CAM, o bloco de liga de Cr-Co já se encontra pré-fabricado, não havendo assim informações precisas sobre a história termomecânica do bloco inicial. Esta falta de informação poderá ser o suficiente para levar a grandes diferenças nas características microestruturais dos materiais, pois entre os diversos fabricantes de blocos de Cr-Co poderá haver sempre algumas variantes, mesmo cumprindo as normas estabelecidas. Estas diferentes características microestruturais já foram verificadas em estudos anteriores quando se trata de diferentes fabricantes para o mesmo tipo de bloco Cr-Co ^{16, 18}. Nesta técnica de CAD/CAM o instrumento de corte rotativo com um diâmetro menor vai resultar num processo de fresagem mais preciso. Assim a precisão e os detalhes da superfície serão ditados essencialmente pelo diâmetro da broca de corte e também pela constituição do pré-bloco ¹⁶.

A fundição seletiva a laser é uma técnica aditiva que por um processo de fabrico sólido amplamente utilizado são criadas estruturas tridimensionais por deposições de finas camadas de pó de metal usando como fonte de calor o laser. As áreas fundidas são específicas e usam os dados do arquivo CAD e a estrutura é formada progressivamente por camadas de fusão depositadas consecutivamente umas em cima das outras ^{2, 6, 12, 13, 15, 19, 20, 21}. A tecnologia SLM utiliza um laser de dióxido de carbono para unir o material que se encontra originalmente na forma de pó ²². Este método de produção reduz a probabilidade de erro do operador, contribui para uma maior precisão da produção, minimizando os defeitos, sendo que os produtos adquiridos por esta técnica apresentam melhores propriedades de superfície como menor rugosidade, apresentam maior resistência à corrosão, maior densidade aparente ^{2, 15, 21}, boa resistência de união com a porcelana, menor plasticidade e melhor desempenho clínico ^{6, 11, 19, 21}. Algumas propriedades da liga devem ser consideradas para que sejam ajustados os parâmetros operacionais, tais como a temperatura de fusão, a absorção de feixe de laser e a condutividade térmica. Além disso, o diâmetro médio de grão do pó poderá afetar as propriedades mecânicas e outros fenómenos metalúrgicos ocorridos durante a solidificação ¹⁸.

A porosidade é uma característica indesejável nestes materiais, uma vez que diminui as propriedades mecânicas, conduz à deterioração e aumenta a suscetibilidade à corrosão¹⁸. As porosidades superficiais podem ser identificadas visualmente, enquanto que as internas contribuem como uma ameaça oculta, podendo levar à falta de homogeneidade na estrutura fundida, enfraquecer as propriedades físicas e afetar a resistência à fadiga da prótese¹⁴. Mesmo que os defeitos estruturais não causem fratura, podem levar à deformação plástica de alguns componentes e por sua vez levar ao desajuste da prótese¹⁴.

O processamento da liga deve ser feito em ambiente controlado, de maneira a evitar o sobreaquecimento e impedir a criação de porosidades devido à evaporação dos componentes a temperaturas de fusão mais baixas⁸. Quando ocorre fundição em ambiente controlado diminui significativamente a rugosidade e promove a produção de ligas mais lisas, facilitando o acabamento e polimento. Sabemos que quando temos uma prótese com uma superfície lisa vai de certa forma prevenir a retenção de microrganismos, que muitas vezes podem levar à incidência de algumas patologias orais e também evitar processos de corrosão¹⁴. No entanto, a rugosidade de superfície pode ser compensada pelos acabamentos e polimentos, mas muitas vezes para proporcionar um acabamento clinicamente aceitável pode afetar negativamente o ajuste, podendo o acabamento excessivo e o polimento levarem à fratura da prótese, contribuindo para o seu fracasso¹⁴. Assim a escolha da composição da liga e o método de produção são importantes uma vez que vão exercer influência nas propriedades do material protético fabricado⁸.

As técnicas de maquinação por CAD/CAM e SLM fornecem estruturas com porosidade interna mais limitada comparativamente às ligas Cr-Co fundidas, essas diferenças devem-se às características e limitações da técnica¹⁸. A maior porosidade nas ligas fundidas deve-se ao processo de fundição e por estas possuírem uma estrutura dendrítica mais grossa aquando da solidificação. Já na técnica de maquinação por CAD/CAM, a presença de porosidades poderá estar relacionada com a qualidade inicial do bloco Cr-Co pré-fabricado¹⁸.

Entre os métodos possíveis para a fabricação de próteses através de ligas Cr-Co a técnica SLM é a mais promissora, seguindo-se a técnica de maquinação por CAD/CAM e por último a técnica convencional. A técnica SLM tem-se destacado no seu método de produção, pelo menor tempo de fabrico, no tipo de materiais, precisão, exatidão, no consumo, reciclagem e na produtividade. Já na técnica de maquinação por CAD/CAM

destacam-se algumas desvantagens: técnica pouco sensível, o desperdício considerável de material, o desgaste das máquinas e ferramentas de corte devido à rigidez do material. A técnica convencional é destacada pela maior sensibilidade à porosidade interna e também maior possibilidade de distorção ^{18, 23}.

No entanto existem poucos estudos publicados sobre as suas propriedades, a sua biocompatibilidade, efeitos a longo prazo e a área de ajuste para os materiais produzidos a partir destas novas técnicas de produção ¹².

Assim, o objetivo deste estudo foi o de comparar a rugosidade e microdureza das ligas crómio-cobalto que tenham sido submetidas aos dois diferentes métodos de produção, quer pela técnica convencional quer pela técnica de maquinação por CAD/CAM. Considerou-se como hipótese nula em que não haveriam diferenças significativas entre os dois métodos de fabrico.

MATERIAS E MÉTODOS

Para a realização deste estudo foram utilizadas oito amostras (10 mm de diâmetro e com 3 mm de espessura), sendo quatro das amostras de Cr-Co maquinadas, representadas pelos hexágonos e numeradas de 1 a 4 e as outras quatro amostras de Cr-Co fundidas representadas pelos discos e numeradas de 5 a 8 como ilustra a figura 1.



Figura 1 - Amostras maquinadas (1- 4) e fundidas (5 - 8).



Figura 2 - Provetes metálicos Biosil® f da marca DeguDent.

As amostras fundidas de Cr-Co foram obtidas através fundição convencional pelo método da cera perdida de provetes metálicos da referência Biosil® f, marca DeguDent, Hanau, Alemanha. As amostras maquinadas foram obtidas a partir dos mesmos provetes metálicos tendo sido cortados com uma serra de disco convencional, Struers Lobotom, país de origem Dinamarca, o disco de corte utilizado, foi um disco para materiais metálicos não ferrosos da marca Presi, cujo país de origem é a França. A composição e propriedades das amostras estão descritas na tabela I e II. O tratamento de superfície dos dois grupos foi realizado da mesma forma para ambos os grupos e de acordo com as indicações do fabricante.

Grupo	Cr	Co	Mo	Si	Mn	C	Ni	Be	Fe
Liga fundida	28,5	64,8	5,3	0,5	0,5	0,4	--	--	--
Liga maquinada	28,5	64,8	5,3	0,5	0,5	0,4	--	--	--

Tabela I - Composição química da liga fundida e da liga maquinada.

Cor	Branca
Faixa de fusão	1320 – 1380 °C
Dureza de Vickers	400 HV 10
Limite de elasticidade 0,2%	700 MPa
Resistência à tração	900 MPa
Módulo de elasticidade	220 GPa
Alongamento de rutura	5%
Densidade	8,4 g/cm ³
Temperatura de pré- aquecimento	1000 °C
Temperatura de fusão	1500 °C

Tabela II - Propriedades dos provetes metálicos Biosil[®] f da marca DeguDent

A rugosidade e a microdureza de Vickers foram examinadas em cada uma das amostras de Cr-Co.

1. Rugosidade tridimensional

A rugosidade de superfície tridimensional foi analisada com a ajuda de um microscópio eletrónico InfiniteFocus Software (figura 3), marca Alicona, Raaba/Graz, Áustria. As condições de análise foram previamente definidas: resolução vertical 200nm, resolução lateral de 5 µm, com uma ampliação de 200×, numa área de 3,2 × 2,8 mm². As medições da rugosidade de superfície das amostras foram analisadas em dois locais diferentes, tendo sido definida uma área específica para as medições. A área escolhida inicialmente seria o centro da amostra e posteriormente a construção de um quadrado definindo 1 mm para cada lado desde o ponto central, como está representado na figura 4. As

medições da rugosidade de superfície das amostras foram analisadas em dois locais diferentes desse quadrado: na zona superior, designada como x.1 e na zona inferior da área determinada em x.2 (figura 4). Foram seguidas todas as normas ISO 4287 e 4288.

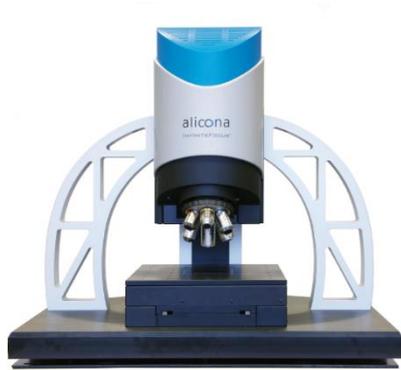


Figura 3 – Microscópio Eletrônico InfiniteFocus Software, marca Alicona

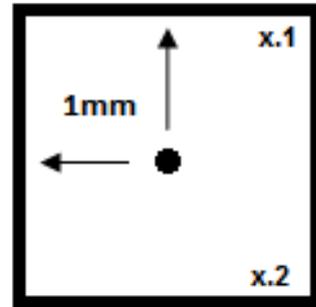


Figura 4 – Imagem representativa da área de medições da rugosidade

2. Teste de Microdureza de Vickers

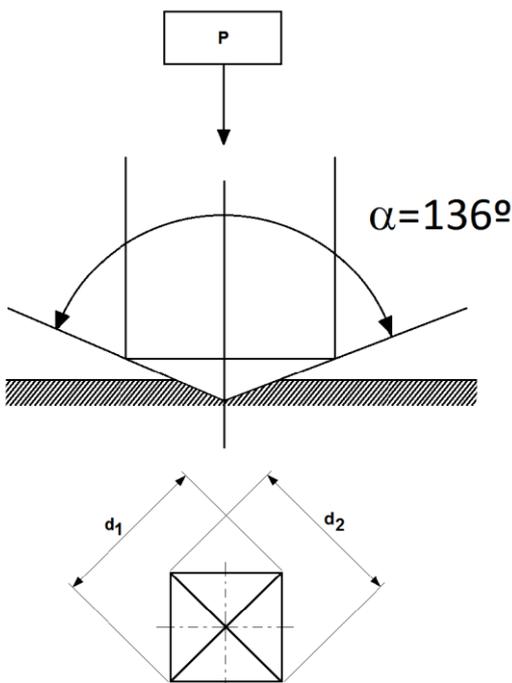


Figura 5 – Pirâmide de diamante de base quadrada e ângulo entre faces de 136° .

A microdureza Vickers baseia-se na resistência que o material oferece à perfuração de uma pirâmide de diamante de base quadrada e ângulo entre faces de 136° , sob uma determinada carga (figura 5). O valor de microdureza Vickers (HV) é o quociente da carga aplicada (F) pela área de impressão (A) deixada no corpo ensaiado. Essa relação, expressa em linguagem matemática é a seguinte:

$$HV = 1,8544 \frac{F}{d^2}$$

O equipamento que faz o ensaio de Vickers não fornece o valor da área de impressão da pirâmide, mas permite obter, por meio de um microscópio acoplado, as medidas das diagonais (d_1 e d_2) formadas pelos vértices opostos da base da pirâmide. Conhecendo as medidas das diagonais, é possível calcular a área da pirâmide de base quadrada (A).

Teste de microdureza de Vickers foi realizada em todas as amostras, com 5 medidas obtidas por amostra e sob uma carga de 0,5 Kg durante 15 segundos de tempo de permanência. O valor médio das 5 medições foi utilizado para caracterizar a microdureza de cada amostra. Foi usada o dispositivo HMV - 2 SHIMADZU (figura 6) que continha na sua constituição uma pirâmide de diamante para efetuar as medições e foram seguidas as normas ISO 6507.



Figura 6 – Dispositivo HMV-2 SHIMADZU.

3. Análise estatística

Os resultados obtidos através dos testes realizados nos dois grupos, foram organizados em tabelas Excel e analisados estatisticamente pelo sistema software SPSS. Foi utilizada a distribuição t de Student para comparar as diferenças entre os dois métodos. Considerando-se como hipótese nula que não haveriam diferenças significativas entre os dois métodos de fabrico e como hipótese alternativa que haveria diferença significativa entre os dois métodos de fabrico, tendo em conta que valor de significância é de 5%.

RESULTADOS

1. Rugosidade tridimensional

Após a visualização das imagens microscópicas, verificou-se a complexidade de todas as ligas de Cr-Co, como podemos ver na figura 6. Todos os grupos apresentaram uma distribuição aleatória de pequenas porosidades, sendo este achado mais relevante no grupo das ligas Cr-Co fundidas. Os valores obtidos pela medição da rugosidade através do microscópio eletrónico são apresentados na tabela III e IV e no ANEXO 1. A rugosidade de superfície máxima média do grupo das amostras maquinadas foi de $4,40 \pm 0,46 \mu\text{m}$ enquanto que nas amostras fundidas foi de $5,35 \pm 1,35 \mu\text{m}$ (tabela V e ANEXO 2). Tendo as amostras fundidas apresentado um valor médio de rugosidade superior às amostras maquinadas.

Amostras Maquinadas								
	A1.1	A1.2	A2.1	A2.2	A3.1	A3.2	A4.1	A4.2
Ra (nm)	750,36	706,81	713,98	527,37	443,49	478,42	507,9	454,31
Rp (μm)	2,9378	2,113	1,7225	1,4166	1,7175	1,9947	1,924	1,6966
Rv (μm)	2,3792	2,7528	3,0611	2,8671	2,2651	2,411	2,5652	2,3242
Rmax (μm)	5,0757	4,8002	4,6992	4,2797	3,9826	4,209	4,4892	3,6725

Tabela III – Medidas de rugosidade das amostras maquinadas obtidas pelo microscópio eletrónico.

Amostras Fundidas								
	A5.1	A5.2	A6.1	A6.2	A7.1	A7.2	A8.1	A8.2
Ra (nm)	531,14	690,54	612,58	674,66	551,64	699,63	501,61	563,64
Rp(μm)	1,976	3,5605	5,8179	4,6277	3,2918	3,1848	1,8704	2,1336
Rv(μm)	2,4523	2,6069	2,0487	1,9754	2,8369	2,3242	1,6923	2,1371
Rmax(μm)	4,1356	6,1173	7,4964	6,5778	5,1692	5,509	3,5628	4,2004

Tabela IV – Medidas de rugosidade das amostras fundidas obtidas pelo microscópio eletrónico.

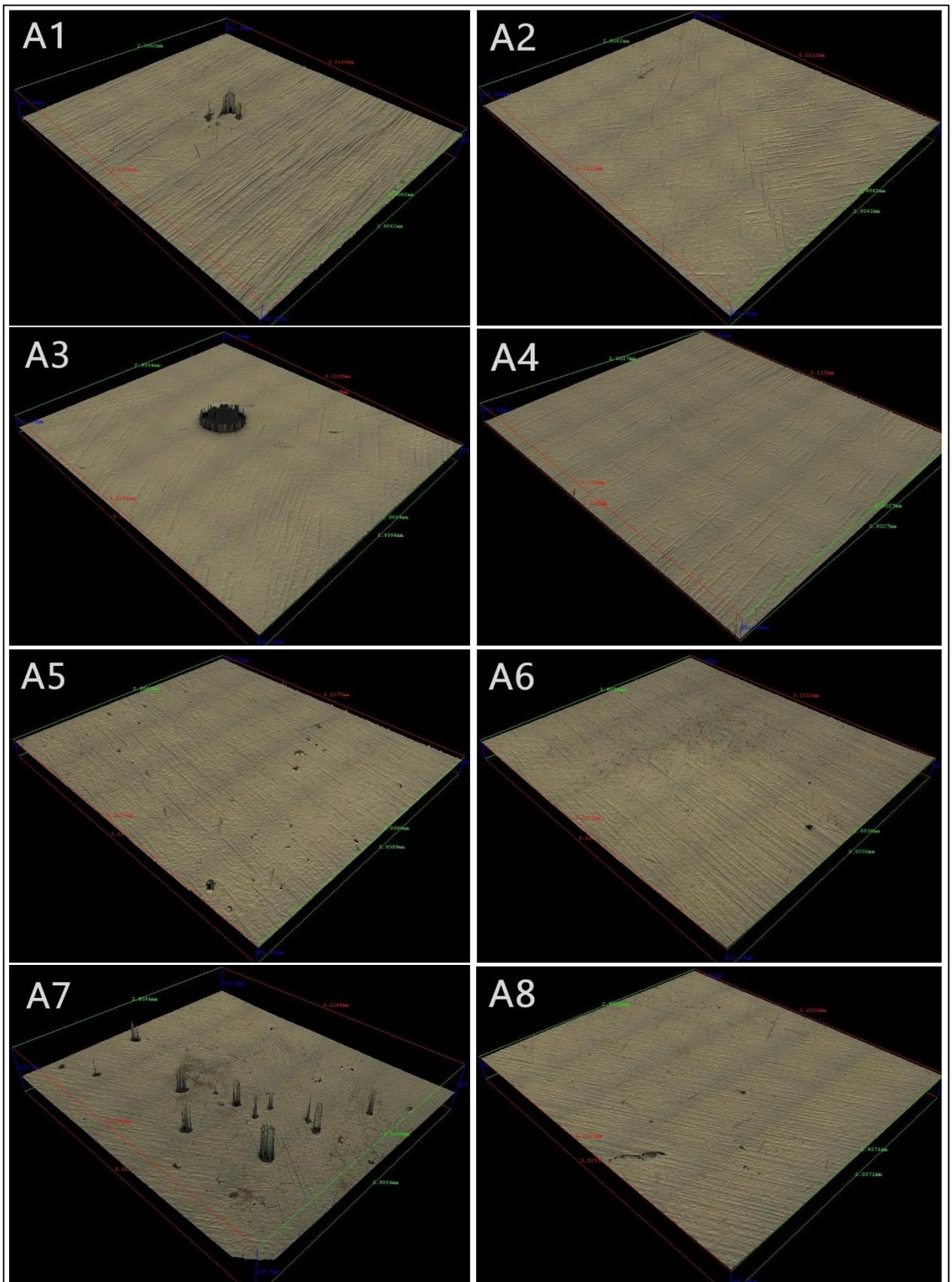


Figura 7 – Imagens reais tridimensionais da rugosidade de superfície de cada uma das 8 amostras.

A análise dos resultados permite inferir que não houve diferenças estatisticamente significativas entre os dois métodos, quando nos referimos às variáveis rugosidade média aritmética (Ra), profundidade máxima do vale de perfil (Rv) e rugosidade superficial máxima (Rmax), em que $p > 0,05$. Já quando nos referimos à variável altura máxima do pico de perfil (Rp) demonstra que houve diferenças estatisticamente significativas em que $p < 0,5$ assim, rejeita-se a hipótese nula (ANEXO 3). Uma vez que houve pelo menos uma das variáveis que demonstrou haver diferenças estatisticamente significativas, considerou-se a hipótese alternativa.

	Amostras Maquinadas		Amostras Fundidas		<i>p</i>
	\bar{X}	σ	\bar{X}	σ	
Ra (nm)	572,83	128,38	603,18	77,33	0,578
Rp(μm)	1,94	0,46	3,31	1,38	0,027
Rv(μm)	2,58	0,29	2,26	0,37	0,075
Rmax(μm)	4,40	0,46	5,35	1,35	0,095

Tabela V – Média e desvio padrão calculados de acordo com os resultados obtidos pela análise da rugosidade de superfície dos 2 grupos de amostras; análise estatística pela distribuição t de Student, em que o nível de significância considerado foi $p > 0,05$.

2. Microdureza de Vickers

Foram registadas 5 medições de microdureza de Vickers para cada uma das amostras de ligas Cr-Co fundidas e maquinadas (tabela VI).

Medições	Amostras Maquinadas				Amostras Fundidas			
	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8
1	430	458	408	477	427	365	401	474
2	442	454	427	519	410	384	427	488
3	443	474	430	478	432	409	365	449
4	433	483	436	506	425	333	444	350
5	362	437	417	457	443	410	416	435

Tabela VI – Medições de HV para cada uma das 8 amostras.

A microdureza média e o seu desvio padrão foram de $448,55 \pm 35,43$ HV e $414,35 \pm 39,64$ HV para os grupos das amostras maquinadas e amostras fundidas, respetivamente (tabela VII e ANEXO 4)

	Amostras Maquinadas	Amostras Fundidas
\bar{X}	448,55	414,35
σ	35,43	39,64
p	0,007	

Tabela VII – Média e desvio padrão calculados de acordo com os resultados obtidos pela análise da dureza dos 2 grupos de amostras; análise estatística pela distribuição t de Student, em que o nível de significância considerado foi $p > 0,05$.

A análise dos resultados, permite inferir que houve diferenças estatisticamente significativas entre os dois métodos, em que $p < 0,05$. Assim rejeitou-se a hipótese nula e considera-se a hipótese alternativa (ANEXO 5).

DISCUSSÃO

Após a visualização das imagens microscópicas, verificou-se a complexidade de todas as ligas de Cr-Co, em que todos os grupos apresentavam uma distribuição aleatória de pequenas porosidades, sendo este achado mais relevante no grupo das ligas Cr-Co fundidas o que está de acordo com o estudo de Koutsoukis et al. (2015). Swelem et al. (2014) refere que quanto menor a porosidade presente na constituição da liga, melhores serão as propriedades do material e menor será o risco de fadiga do material. Assim, desde já as ligas maquinadas apresentam melhores resultados a nível de porosidade.

Após a análise das medições de rugosidade, os resultados aferiram que havia diferenças estatisticamente significativas para a rugosidade de superfície, apenas para o parâmetro R_p . Assim rejeitou-se a hipótese nula e apoiou-se a hipótese alternativa. Deste modo, podemos admitir que o método de fundição convencional é diferente do método por maquinação por CAD/CAM. Estes resultados estão de acordo com os resultados dos estudos anteriores (Koutsoukis et al. (2015) e Swelem et al. (2014))

Na maquinação por CAD/CAM, devido ao próprio processo de maquinação, conduz à eliminação dos cumes nos picos mais altos, tornando a superfície mais lisa. Enquanto que nas ligas fundidas não há nenhum procedimento que permita a eliminação desse relevo, uma vez que não há nenhum tratamento após o vazamento, tornando esta técnica menos precisa face à maquinada. Swelem et al. (2014) e Bauer et al. (2012) confirmam que a nível clínico, uma menor rugosidade superficial é favorável, pois uma superfície mais polida, vai tornar-se menos suscetível a ataques químicos e processos corrosivos que possam ocorrer neste tipo de ligas que vão constituir a prótese. Koutsoukis et al. (2015), reforça que a rugosidade é uma característica indesejável nestes materiais dentários, pois com o aumento de rugosidade vai levar à diminuição das suas propriedades mecânicas, como a deterioração do material, aumentando assim o efeito de corrosão.

Após a análise dos resultados relativamente à microdureza de Vickers, confirmou-se que existiam diferenças estatisticamente significativas entre os dois métodos de produção, rejeitando-se desta forma a hipótese nula. Considerou-se assim a hipótese alternativa em que o método de fundição convencional tem uma microdureza diferente do método de maquinação por CAD/CAM. Nas ligas fundidas a média obtida foi de 414,35 HV enquanto nas maquinadas foi de 448,55 HV, o que significa que as amostras maquinadas têm uma microdureza superior às ligas que foram sujeitas à fundição

convencional. Este resultado está de acordo com o estudo Örtorp et al. (2014) que indica que a microestrutura e microdureza apresentam resultados diferentes entre as diferentes técnicas de produção.

Quando estamos perante uma superfície que sofreu maquinação, superficialmente na zona em que fazemos o corte da peça, vai ser provocado um aumento de temperatura ou seja, ocorre um tratamento térmico de superfície, alterando desta forma a microestrutura e por sua vez a microdureza, de referir que este aquecimento da superfície é sempre inerente ao processo de maquinação. Quando ocorre o processamento da liga em ambiente controlado diminui a porosidade e consecutivamente o aumento da microdureza, o que leva a uma melhoria nas propriedades mecânicas, tendo também repercussões positivas a nível da resistência à corrosão ⁸. Assim, Bauer et al. (2012) afirma que a escolha da composição da liga e o método de produção são importantes uma vez que vão exercer influência nas propriedades do material protético fabricado.

Uma limitação deste estudo é o tamanho da amostra, pois é relativamente pequena em cada um dos grupos. No entanto, apesar do tamanho da amostra ser reduzida ainda podemos confirmar, que a técnica convencional tem diferenças significativas em relação à técnica de maquinação por CAD/CAM, demonstrando melhores propriedades quer a nível de rugosidade, quer a nível da microdureza para as ligas maquinadas, o que vai de encontro à bibliografia existente (Swelem et al. (2014), Koutsoukis et al. (2015), Örtorp et al. (2014)).

Outra limitação deste estudo é o facto de tratar-se de um estudo in vitro que não reproduz as condições orais, todavia é importante caracterizar estas ligas antes de as colocar em boca. No futuro gostaríamos de ver o efeito da saliva e de elixires sobre estas superfícies.

A maquinação feita com brocas provavelmente deverá alterar mais a superfície destas ligas do que um corte com disco, gostaríamos de o ter feito mas por constrangimentos económicos tal não foi possível.

Para podermos ter dados mais concretos sobre até que ponto a maquinação poderá afetar a microestrutura da amostra quer a nível superficial, quer a nível interno deveríamos ter realizado a metalografia dos metais, técnica que permite a visualização da microestrutura das amostras, no entanto tal não foi possível por não termos conseguido em tempo útil reagentes que conseguissem atacar a amostra, apesar de

terem sido feitas algumas tentativas. O estudo da metalografia está previsto ser executado na sequência deste estudo.

É, ainda, importante referir que os valores obtidos no presente estudo foram registados para superfície já polidas, que foram submetidas a esse tratamento de superfície da mesma forma que as próteses esqueléticas são polidas antes da sua inserção em boca de forma a simular uma situação clínica. Esta terá sido porventura uma das virtudes deste estudo, às quais poderemos ainda acrescentar o facto de termos testado duas ligas com a mesma composição e apenas métodos de processamento diferentes, não introduzindo outras variáveis, e termos utilizado uma técnica de medição de rugosidade altamente precisa, uma vez que o sistema microscópico 3D Alicona aplica uma tecnologia de variação de foco, que constrói um modelo virtual tridimensional de elevada resolução.

Örtorp et al. (2014) e Kyoung et al. (2015) reforçam que uma nova técnica computadorizada é sempre mais dispendiosa que um método convencional, sendo desde já uma grande limitação, mas com o desenvolvimento da técnica CAD/CAM, eliminando alguns passos mais demorados, tornando-a rotineira e como um processo repetitivo, poderá vir-se a acelerar a produção, tornando-a mais rentável, flexível, com melhor exatidão e precisão.

CONCLUSÃO

Com base nestes resultados e dentro das limitações deste estudo, a rugosidade de superfície e a microdureza das ligas Cr-Co maquinadas apresentaram melhores resultados que as ligas Cr-Co fundidas, podendo então concluir-se que no que respeita a estes dois parâmetros o método de maquinação por CAD/CAM apresenta melhores resultados em relação ao método de fundição convencional.

BIBLIOGRAFIA

- 1 - Henriques B, Soares D, Silva FS. Microstructure, hardness, corrosion resistance and porcelain shear bond strength comparison between cast and hot pressed CoCrMo alloy for metal-ceramic dental restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012 Aug; 12: 83-92.
- 2 - Xin XZ, Chen J, Xiang N, Gong Y, Wei B. Surface characteristics and corrosion properties of selective laser melted Co-Cr dental alloy after porcelain firing. *Dent Mater.* 2014 Mar; 30 (3): 263-70.
- 3 - Park JK, Lee WS, Kim HY, Kim WC, Kim JH. Accuracy evaluation of metal copings fabricated by computer – aided milling and direct metal laser sintering systems. *J Adv Prosthodont.* 2015 Apr;7(2):122-8.
- 4 - Tuna SH, Özçiçek Pekmez N, Kürkçüoğlu I. Corrosion resistance assessment of Co-Cr alloy frameworks fabricated by CAD/CAM milling, laser sintering, and casting methods. *J Prosthet Dent.* 2015 Nov; 114 (5):725-34.
- 5 - Yamanaka K, Mori M, Chiba A. Effects of carbon concentration on microstructure and mechanical properties of as –cast nickel–free Co-28Cr-9W-based dental alloys. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014 Jul 1; 40: 127-34.
- 6 - Zeng L, Xiang N, Wei B. A comparison of corrosion resistance of cobalt-chromium-molybdenum metal ceramic alloy fabricated with selective laser melting and traditional processing. *J Prosthet Dent.* 2014 Nov; 112 (5): 1217-24.
- 7 - Barbi FC, Camarini ET, Silva RS, Endo EH, Pereira JR. Comparative analysis of different joining techniques to improve the passive fit of cobalt-chromium superstructures. *J Prosthet Dent.* 2012 Dec; 108 (6): 377-85.
- 8 - Bauer JR, Grande RH, Rodrigues-Filho LE, Pinto MM, Loguercio AD. Does the casting mode influence microstructure, fracture and properties of different metal ceramic alloys? *Braz Oral Res.* 2012 May-Jun; 26 (3): 190-6.
- 9 - Zupancic R, Legat A, Funduk N. Tensile strength and corrosion resistance of brazed and laser-welded cobalt-chromium alloy joints. *J Prosthet Dent.* 2006 Oct; 96 (4): 273-82.

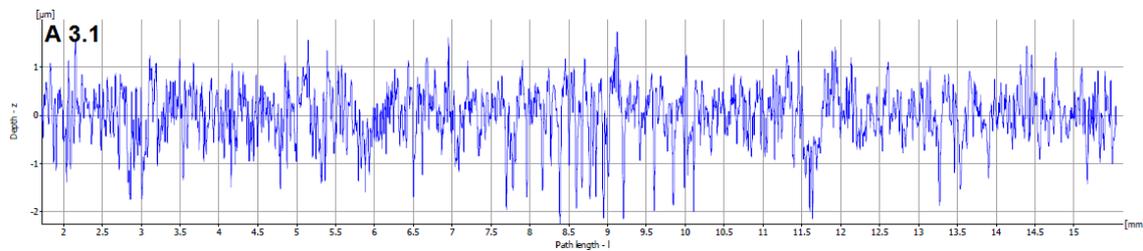
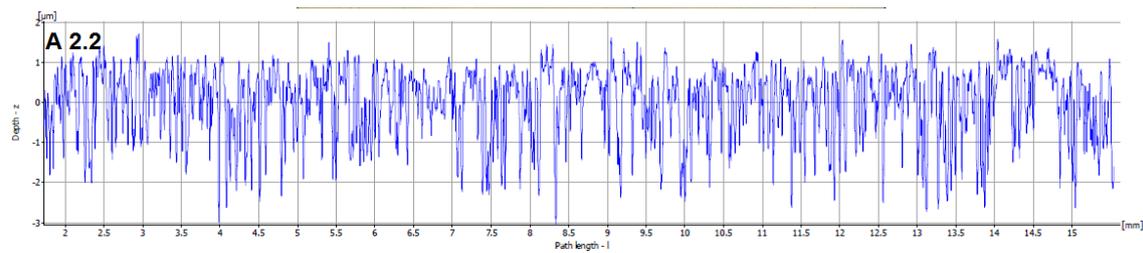
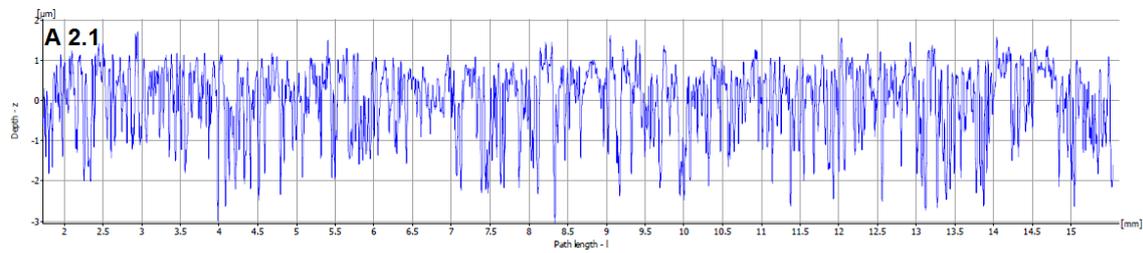
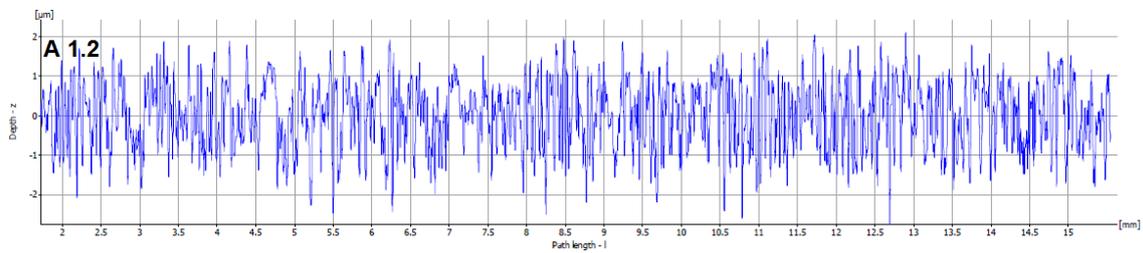
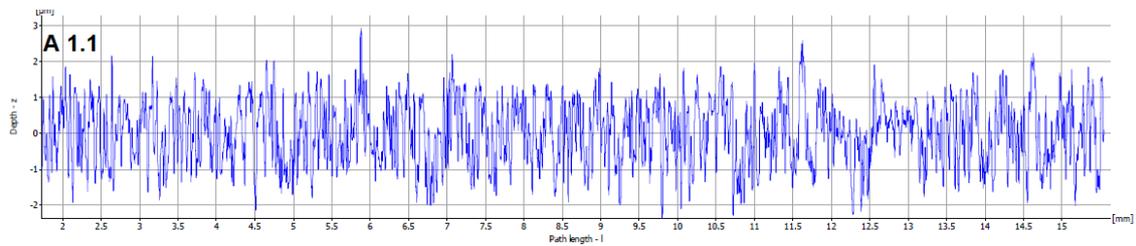
- 10** - Jiang N, Gao WM, Zhang H, Zheng DX. Effects of clasp retention forces and abrasion on different cast crowns. *J Prosthet Dent.* 2014 Jun; 111 (6): 493-8.
- 11** - Al Jabbari YS, Koutsoukis T, Barmpagadaki X, Zinelis S. Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co-Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dent Mater.* 2014 Apr; 30(4): e79-88.
- 12** - Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater.* 2011 Apr; 27(4): 356-63.
- 13** - Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J, Figueras-Àlvarez O. Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *J Prosthet Dent.* 2014 Sep; 112 (3): 600-5.
- 14** - Swelem AA, Abdelnabi MH, Al-Dharrab AA, AbdelMaguid HF. Surface roughness and internal porosity of partial removable dental prosthesis frameworks fabricated from conventional wax and light-polymerized patterns: a comparative study. *J Prosthet Dent.* 2014 Apr; 111 (4): 335-41.
- 15** - Xin XZ, Chen J, Xiang N, Wei B. Surface properties and corrosion behavior of Co-Cr alloy fabricated with selective laser melting technique. *Cell Biochem Biophys.* 2013; 67 (3): 983-90.
- 16** - Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res.* 2016 Apr; 60 (2):72-84.
- 17** - Bilgin MS, Erdem A, Dilber E, Ersoy Í. Comparison of fracture resistance between cast, CAD/CAM milling, and direct metal laser sintering metal post systems. *J Prosthodont Res.* 2016 Jan; 60(1):23-8.
- 18** - Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Rifaiy MA, Al Jabbari YS. Selective Laser Melting Technique of Co-Cr Dental Alloys: A Review of Structure and Properties and Comparative Analysis with Other Available Techniques. *J Prosthodont.* 2015 Jun; 24(4):303-12.

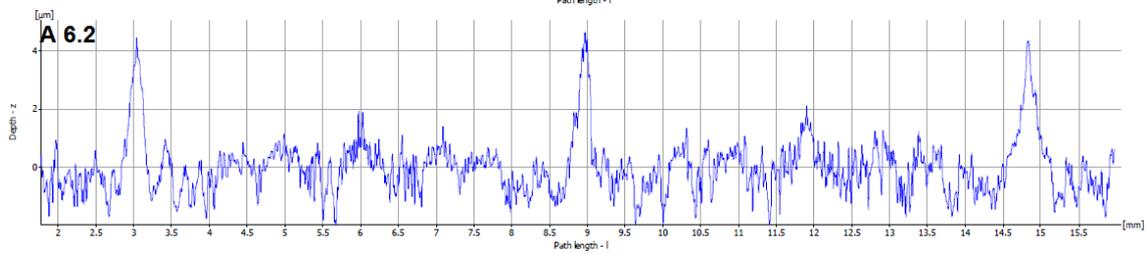
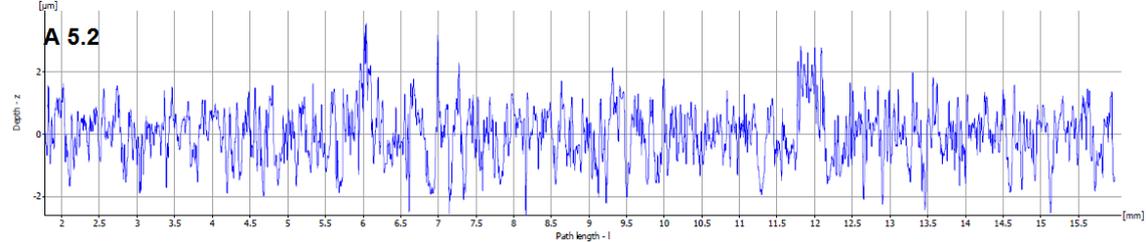
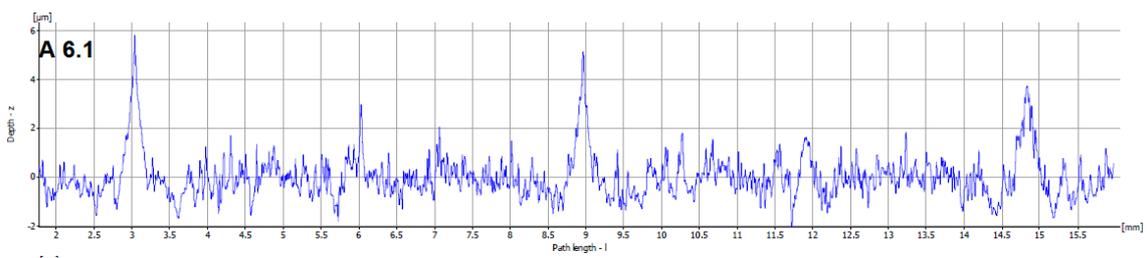
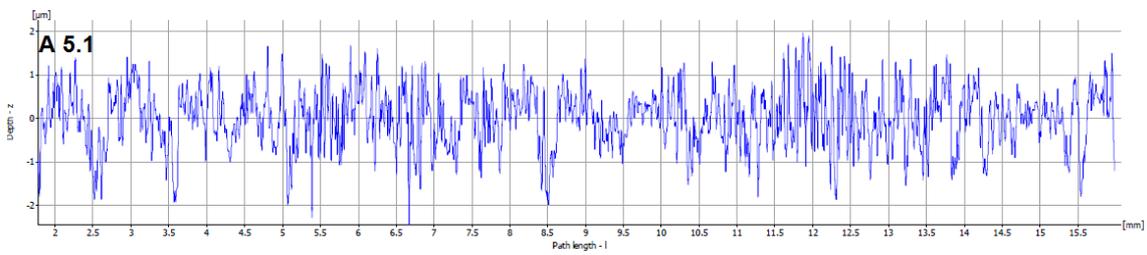
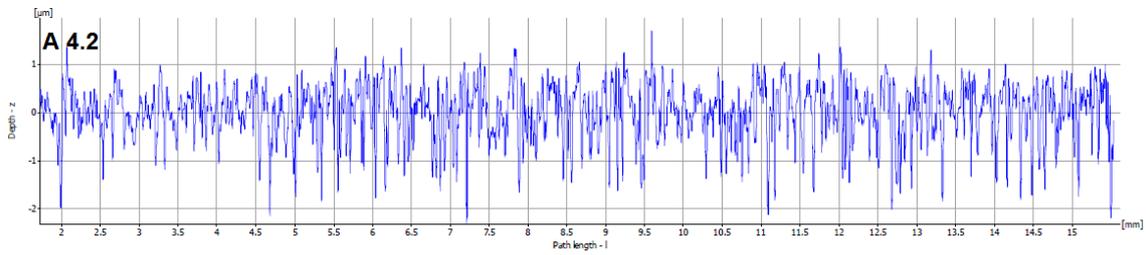
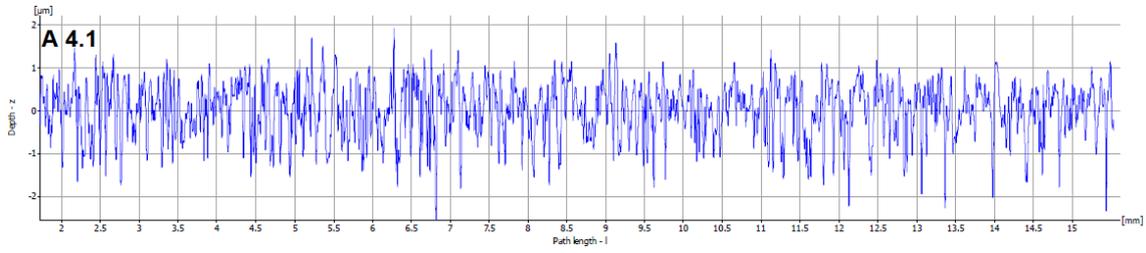
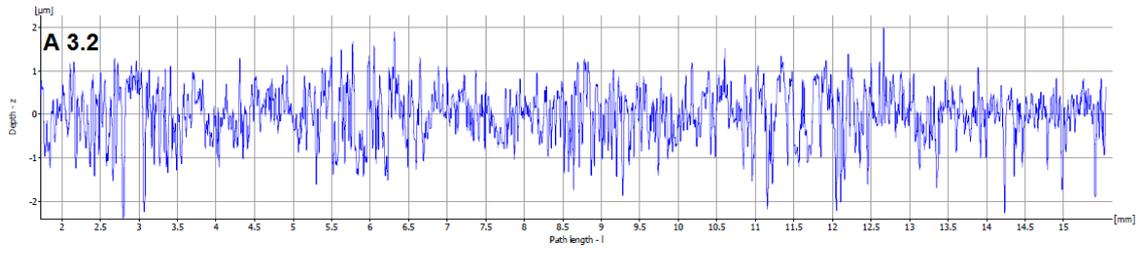
- 19** - Wu L, Zhu H, Gai X, Wang Y. Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent.* 2014 Jan; 111 (1): 51-5.
- 20** - Takaichi A, Suyalatu, Nakamoto T, Joko N, Nomura N, Tsutsumi Y, Migita S, Doi H, Kurosu S, Chiba A, Wakabayashi N, Igarashi Y, Hanawa T. Microstructures and mechanical properties of Co-29Cr-6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013 May; 21: 67-76.
- 21** - Xiang N, Xin XZ, Chen J, Wei B. Metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. *J Dent.* 2012 Jun; 40 (6): 453-7.
- 22** - Marcelo F. Oliveira, Izaque A. Maia, Pedro Y. Noritomi, Giampiero C. Nargi, Jorge V.L. Silva, Betina M. P. Ferreira, Eliana A. R. Duek. Construção de *Scaffolds* para engenharia tecidual utilizando prototipagem rápida. *Revista Matéria.* 2007; 12(2): 373-82
- 23** - Krug KP, Knauber AW, Nothdurft FP. Fracture behavior of metal ceramic fixed dental prostheses with frameworks from castor a newly developed sintered cobalt-chromium alloy. *Clin Oral Investig.* 2015 Mar; 19(2):401-11.

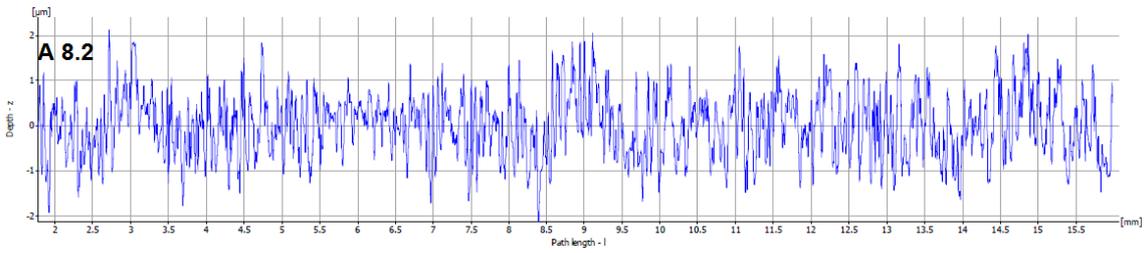
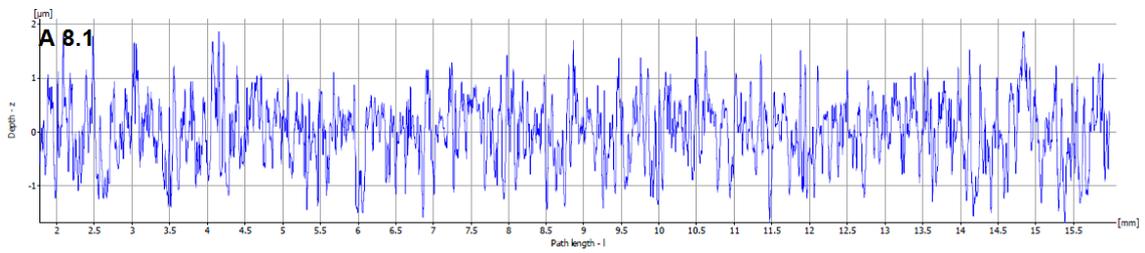
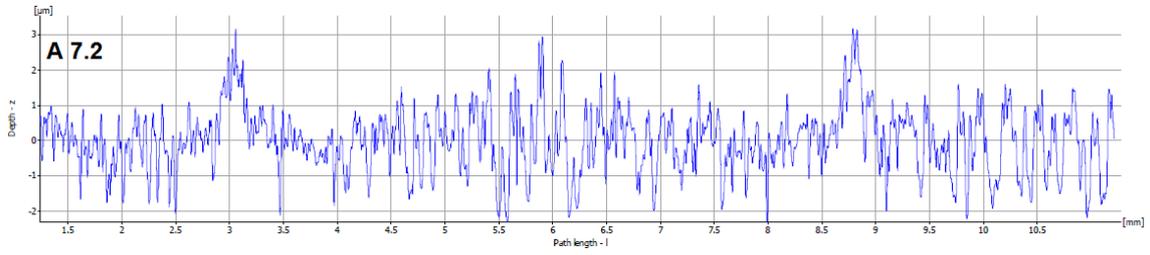
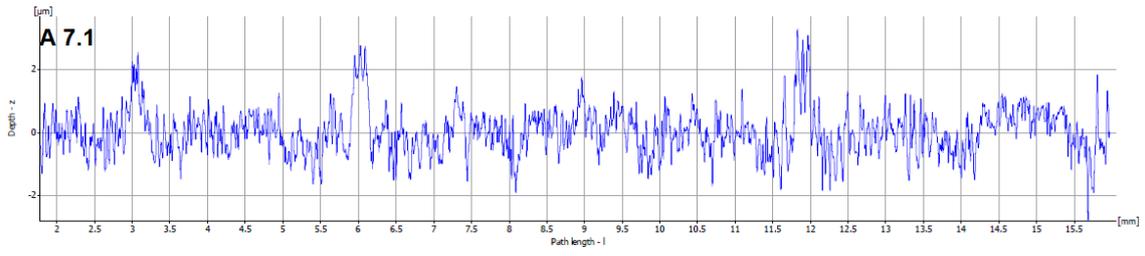
ANEXOS

ANEXO 1

Gráficos da rugosidade tridimensional obtidos através do microscópio eletrônico InfiniteFocus Software de cada uma das amostras:







ANEXO 2

Média e desvio padrão da rugosidade tridimensional:

	Método	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
Ra	Maquinada	8	572,8300	128,37582	45,38771
	Fundida	8	603,1800	77,32873	27,33984
Rp	Maquinada	8	1,940338	,4565061	,1613993
	Fundida	8	3,307837	1,3805038	,4880818
Rv	Maquinada	8	2,578225	,2871942	,1015385
	Fundida	8	2,259225	,3698034	,1307452
Rmax	Maquinada	8	4,401013	,4580442	,1619431
	Fundida	8	5,346063	1,3496853	,4771858

ANEXO 3

Análise estatística pela distribuição t de Student, em que o nível de significância considerado foi $p > 0,05$, para a rugosidade tridimensional:

		Independent Samples Test									
		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						95% Confidence Interval of the Difference	
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	Lower	Upper	
Ra	Equal variances assumed	6,265	,025	-,573	14	,576	-30,35000	52,98595	-143,99355	83,29355	
	Equal variances not assumed			-,573	11,489	,578	-30,35000	52,98595	-146,36877	85,66877	
Rp	Equal variances assumed	5,002	,042	-2,660	14	,019	-1,3675000	,5140755	-2,4700822	-,2649178	
	Equal variances not assumed			-2,660	8,513	,027	-1,3675000	,5140755	-2,5406443	-,1943557	
Rv	Equal variances assumed	,509	,487	1,927	14	,075	,3190000	,1655427	-,0360537	,6740537	
	Equal variances not assumed			1,927	13,192	,076	,3190000	,1655427	-,0381061	,6761061	
Rmax	Equal variances assumed	7,436	,016	-1,875	14	,082	-,9450500	,5039165	-2,0258434	,1357434	
	Equal variances not assumed			-1,875	8,591	,095	-,9450500	,5039165	-2,0933083	,2032083	

ANEXO 4

Média e desvio padrão da microdureza de Vickers:

	Método	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
HV	Maquinada	20	448,5500	35,43337	7,92314
	Fundida	20	414,3500	39,63820	8,86337

ANEXO 5

Análise estatística pela distribuição t de Student, em que o nível de significância considerado foi $p > 0,05$, para a microdureza de Vickers:

Independent Samples Test										
		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means					95% Confidence Interval of the Difference	
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	Lower	Upper
HV	Equal variances assumed	,199	,658	2,877	38	,007	34,20000	11,88846	10,13307	58,26693
	Equal variances not assumed			2,877	37,532	,007	34,20000	11,88846	10,12321	58,27679