



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

ALECSANDRO DE MOURA SILVA

**EFEITO DO FILME DE CARBONO DLC APLICADO POR
PLASMA COMO RECOBRIMENTO EM POLIETILENO DE
ULTRA DENSIDADE E ALTO PESO MOLECULAR (UHWPE) E
PLANEJAMENTO VIRTUAL UTILIZANDO A TÉCNICA DE
ELEMENTOS FINITOS EM CIRÚRGIAS DE PRÓTESES
TOTAIS DA ATM**

2016

ALECSANDRO DE MOURA SILVA

**EFEITO DO FILME DE CARBONO DLC APLICADO POR PLASMA
COMO RECOBRIMENTO EM POLIETILENO DE ULTRA
DENSIDADE E ALTO PESO MOLECULAR (UHWPE) E
PLANEJAMENTO VIRTUAL UTILIZANDO A TÉCNICA DE
ELEMENTOS FINITOS EM CIRÚRGIAS DE PRÓTESES TOTAIS DA
ATM**

Tese apresentada ao curso de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP – Univ Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Área de concentração: Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Adj. Lafayette Nogueira Jr

Coorientador: Prof. Dr. Argemiro Soares da Silva Sobrinho

São José dos Campos

2016

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2016]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Silva, Alecsandro de Moura

Efeito do filme de carbono DLC aplicado por plasma como recobrimento em Polietileno de Ultra Densidade e Alto Peso Molecular (UHWPE) e planejamento virtual utilizando a técnica de elementos finitos em cirurgias de próteses totais da ATM / Alecsandro de Moura Silva. - São José dos Campos : [s.n.], 2016.

81 f. : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2016.

Orientador: Lafayette Nogueira Junior

Coorientador: Argemiro Soares da Silva Sobrinho

1. Prótese articular . 2. Transtornos da articulação temporomandibular. 3. Nanotecnologia. I. Nogueira Junior, Lafayette, orient. II. Silva Sobrinho, Argemiro Soares da , coorient. III. Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho'. V. UNESP - Univ Estadual Paulista. VI. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Adj. Lafayette Nogueira Jr. (Orientador)

UNESP- Univ Estadual Paulista
Instituto de Ciencias e Tecnologia
Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Rodrigo Máximo, de Araújo

UNESP- Univ Estadual Paulista
Instituto de Ciencias e Tecnologia
Campus de São José dos Campos

Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges

UNESP- Univ Estadual Paulista
Instituto de Ciencias e Tecnologia
Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. José Renato Cavalcanti de Queiroz

UNESP- Univ Estadual Paulista
Instituto de Ciencias e Tecnologia
Campus de São José dos Campos

Prof^a. Dr^a. Ana Cristina Claro Neves

UNITAU - Universidade de Taubaté
Taubaté - SP

São José dos Campos, 14 janeiro de 2016

DEDICATÓRIA

A Deus, pelo presente da vida, por nunca me abandonar e sempre colocar pessoas iluminadas em meu caminho, por sempre estar presente em minhas escolhas, por me transmitir segurança em todos meus momentos de dificuldade e provações. Obrigado por me ceder mais este momento na vida.

Ao meu filho Felipe de Moura Tayar, fonte inesgotável de felicidade. Você é minha maior fonte de energia, o que faz tudo ter sentido em minha vida. Agradeço a Deus todos os dias por ser seu pai. Eu te amo, meu filho.

À minha querida esposa Milagros Del Vale El Abras Ankha de Moura, por entender minhas ausências, por me ajudar em tudo que faço por acreditar em nós, por estar sempre alegre com sorriso e cuidar de mim com tanto carinho. Eu te amo muito. Que essa seja somente mais uma de nossas conquistas que ainda estão por vir!

Ao Colégio Interno Estadual “Urias Ferreira”, que me acolheu da infância até a adolescência. Pela minha formação e educação, por me proporcionar conhecer amigos que jamais serão esquecidos; aos professores que sempre foram mais que educadores e sim uma grande família. Obrigado pelas referências que nortearam minha vida.

Ao senhor Pilson Gaion, *in memoriam* pessoa extraordinária que mesmo sem se dar conta me deu exemplos de caráter, honestidade, trabalho e dedicação. Obrigado pelo carinho dedicado a mim, mesmo não tendo seu sangue.

A meus irmãos Alex Kulicz, Maristela Marrone Kulicks, André Kulicz, Elimara Marrone e Luciane Marrone. Obrigado por nunca me esquecerem por todos estes anos e pela dedicação de uma amizade verdadeira e sem contestação. Obrigado pela “carta”. Um gesto que não teve preço.

Ao Professor Titular Dr. Marco Antonio Bottino, primeiramente pela

oportunidade de conhecê-lo e por depositar em mim sua confiança para estar entre seus alunos. Professor Bottino, um exemplo a ser seguido, um profissional bem sucedido que teve sua vida dedicada a Odontologia. Obrigado por tudo.

Ao Prof. Dr. Rodrigo Máximo Araujo e à estimada Fernanda Alves Feitosa, pela prestabilidade, por se preocuparem com o desenvolvimento de alunos e colegas, sempre dispostos a ajudar. Agradeço também pela oportunidade de participar do Projeto PET, pois foi uma experiência muito gratificante acompanhar o desenvolvimento clínico dos alunos de graduação que, com certeza, será um grande diferencial. Considero ambos grandes amigos. Obrigado por tudo!

Aos Professores, Dr. Lafayette Nogueira Jr, Dr. Rodrigo Máximo de Araújo e Dr. Carlos Augusto Pavanelli, por confiarem em minha capacidade para participar do Projeto PET e da Disciplina de Implantodontia e Prótese Parcial Removível junto aos alunos da Graduação e Pós Graduação e pela amizade que foi construída no decorrer do curso. Uma experiência jamais esquecida. Obrigado.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof. Dr. Lafayette Nogueira Junior, pelas orientações e atenção dispensadas durante o curso. Obrigado pelas oportunidades de aprimorar meus conhecimentos clínicos e científicos durante este caminho.

Ao Professor Titular Dr. Marco Antonio Bottino, pela oportunidade. Exemplo de profissional, extremamente preocupado com aprimoramento do ensino de pós-graduação nesta instituição. Pela dedicação à pesquisa, apoio e amizade no transcorrer do curso.

Aos Professores Adj. Marcos Massi, Prof. Dr. Argemiro Soares da Silva Sobrinho, pela oportunidade de trabalho nos laboratórios do ITA, pela sua dedicação e atenção durante o desenvolvimento das pesquisas.

Ao Professor Adj. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges, pela amizade e oportunidade de frequentar o laboratório de elementos finitos. Seus conhecimentos são muito importantes para nós.

Aos meus grandes amigos Pedro Henrique Corazza, Humberto Lago de Castro, Cesar Bergoli, José Renato Cavalcanti de Queiroz, Ronaldo, Hugo Sacorague, Júlio Paulin, pelo companheirismo, palavras de apoio e bons momentos partilhados durante o curso e fora dele.

Às minhas amigas de Pós-Graduação e de vida: Samia Carolina Mota Sacorague, Lilian Costa Anami, Marina Amaral, Ana Carolina Oliveira Souza, Anna Karina Figueiredo Costa, Priscila Cristoforides, Suzana Salazar Marocho, Fernanda Campos, Sarina Maciel, Ligia.

Às doutoras e amigas da Pós Graduação, Regina Amaral, Liliana May, Vanessa Cruz Macedo, Paula Benetti, Marília Rippe, Mayra Cardoso, Julia Magalhães Costa Lima, Lilian C. Anami, Carolina Martinelli, Cavalcanti

Sacrague, Sabrina Feitosa, Caroline Cotes, Fernanda Papaiz, Aleska Dias Vanderlei, Sheila Pestana, Amanda Piva, pela boa convivência e prestabilidade no de correr do curso.

Aos funcionários e amigos do ITA e Pós-graduação/UNESP e aos colegas de profissão, que dividiram conhecimento e momentos de tristezas e alegrias.

Ao Laboratório de Plasma - ITA, na pessoa do Prof. Adj. Dr. Argemiro Soares da Silva Sobrinho, Prof. Marco Rodrigues Antonio; ao Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais. Ao Instituto Tecnológico de Aeronáutica. Obrigado pelo apoio que foi dado para realização desta tese.

Às secretárias da Pós-graduação, Rosemary de Fátima Salgado Pereira, Elena Michie Hasegawa, Ivan e Bruno pelas informações e atenção prestadas. Aos grandes Marcos Vestali (*Marcão*) e Thais Paradella, responsáveis pelo Laboratório de Ensaio Mecânicos e Materiais Dentários onde realizamos boa parte de todas as nossas pesquisas. Vocês foram pessoas fundamentais não só para mim, mas também a todos os alunos da Pós-graduação em Prótese Dentária desta casa, com disposição cativante e sempre de bom humor mesmo nos momentos difíceis, isto para nós não tem valor mensurável. Obrigado.

Ao técnico de Laboratório de Prótese Dentária Fernando Fontes pela ajuda e atenção doada ao longo curso que vocês continuam sendo essa pessoa prestativa e cativante como sempre. Obrigado.

À secretária Juliane, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese pela atenção e palavras de apoio.

Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese pela ajuda na execução de todas as tarefas.

Aos meus pacientes que depositaram em mim a sua confiança para realizar o seu tratamento possibilitando o meu aprendizado.

À CAPES pelo apoio no curso de Pós-graduação.

E a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

"Tudo é uma questão de manter a mente quieta a espinha ereta e o coração tranquilo". Walter Franco

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	10
RESUMO.....	12
ABSTRACT.....	13
1 INTRODUÇÃO.....	14
2 ARTIGO(S).....	18
2.1 Artigo - Alecsandro de Moura Silva, Milagros Del Valle El Abras Ankha, Viviane Maria Figueiredo, Luana Marotta Reis de Vasconcelos, Gabriella Santanna, Lafayette Nogueira Jr - "Efeito do revestimento de carbono do tipo diamante ao longo de titânio (Ti6Al4V) e polietileno (UHWPE) na mecânica, química, propriedades e citotoxicidade celular". / 'The effect of the diamond-like carbon coating over titanium (Ti6Al4V) and polyethylene (UHWPE) in the mechanical, chemical, and cellular cytotoxicity properties.....	18
2.2 Artigo - Alecsandro de Moura Silva, Milagros Del Valle El Abras Ankha Artigo , Viviane Maria Figueiredo, Flávia Pires Rodrigues, Alexandre Luiz outo Borges, Lafayette Nogueira Jr. - "Reconstrução protética de uma articulação temporomandibular anquilosado de um paciente pediátrico: análise de elementos finitos e relato de caso" / 'Prosthetic reconstruction of an ankylosed temporomandibular joint of a pediatric patient: Finite element analysis and case report.....	39
3 CONSIDERAÇÕES GERAIS.....	60
4 REFERENCIAS.....	68
ANEXOS.....	77

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

° C	= Graus Celsius
CAD	= Computer Aided Desing - Projeto Assistido por Computador
CAM	= Computer Aided Manufacturing- Fabricação Assistida por Computador
cm ³	= Centímetro cúbico
CVD	= Chemical Vapor Deposition
E	= energia cinética do íon incidente
G	= Grama
GPa	= Gigapascal
He	= Hélio
Hz	= Hertz
K	= Kelvin
Kg	= Quilo gramas
kJ	= Quilojoule
kPa	= Quilopascal
µm	= Micrômetros
Min	= Minuto
MEV	= Microscopia eletrônica de varredura
M1	= massa do íon incidente
M2	= massa do átomo do alvo
MFA	= Microscopia por força atômica
mm	= Milímetro
MPa	= Megapascal
N	= Newton
PECVD	= Plasma Enhanced Vapor Deposition

U_0 = energia de ligação do átomo á superfície

$Y(E)$ = rendimento do sputtering (átomo/íon)

Z = número atômico dos átomos envolvidos

Silva AM. Efeito do filme de carbono DLC aplicado por plasma como recobrimento em Polietileno de Ultra Densidade e Alto Peso Molecular (UHWPE) e planejamento virtual utilizando a técnica de elementos finitos em cirurgias de próteses totais da ATM [tese]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2016.

RESUMO

Este trabalho teve por objetivo avaliar o efeito do filme de carbono (DLC) aplicado por plasma como recobrimento da liga de Ti -6Al-4V e do polietileno de alto peso molecular (UHMWPE) em prótese totais de ATM, com a finalidade de melhorar suas propriedades bio-tribológicas. Outro aspecto abordado neste trabalho a aplicação do planejamento virtual utilizando a técnica de elementos finitos (FEA), na apresentação de um caso clínico, colocando a importância do cirurgião de conhecer a fundo tanto o planejamento cirúrgico quanto o desenvolvimento da prótese customizadas (TMJ), e assim evitar possíveis falhas biomecânicas. **Material:** Para o desenvolvimento deste trabalho primeiramente foram utilizados 40 corpos de prova de Ti-6Al-V, dos quais 15 foram recobertas com um DLC e 15 por DLC-Ag pelo método de deposição químico (PECVD), e 10 foram mantidos sem recobrimento como controle. Além disso, foram confeccionados 30 corpos de prova de UHMWPE, dos quais, 15 foram recobertas por DLC pelo sistema de deposição físico (CVD) e 15 foram mantidas sem recobrimento como controle. **Métodos:** Foram avaliadas as características superficiais das amostras, adesão em simulador de fadiga deslizante reproduzindo o trabalho condili fossapo 2000,000 de ciclos em banho com ringuer lactato a 36 graus, a uma carga 200 N. As amostras com filmes foram submetidas a teste de citotoxicidade com células osteoblásticas. **Resultados:** As células se mostraram uma biocompatibilidade significativa com as amostras portando filme de DLC em substrato Ti6Al4v, se mostrando inerte ao polietileno. Neste estudo também foi apresentado um caso clinico, paciente com 12 anos de idade genero feminino, portadora de anquilose bilateral da ATM relatou já ter sido submetida a cirurgias repetidas sem sucesso, apresentando deformidade esquelética classe II, em consequência da anquilose temporomandibular, abertura bucal limitada inicial (4,9 mm) e pos cirurgico reconstrução bilateral com prótese total de ATM customizada após o ato cirúrgico, mostrou se com uma abertura de (23 mm) após um ano, com melhora significativa para alimentação e apneia severa do sono. **Conclusão:** O Dlc em titânio dentro dos parâmetros que conseguimos de deposição, se apresenta como promissor para cobertura de peças protéticas a serem colocadas em seres humanos por sua baixa condutividade elétrica, ótima resposta biológica.

Palavras-chave: Protese articular. Transtornos da articulação temporomandibular. Nanotecnologia.

Silva AM. The effect of DLC film applied by plasma coating deposition of Ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) in total ATM prosthesis and its virtual planning using the FEA technique [doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2016.

ABSTRACT

This study aimed to evaluate the effect of carbon film (DLC) applied by plasma as coating the Ti-6Al-4V alloy and ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) in total TMJ prosthesis, in order to improve their bio-tribological properties. Another aspects addressed in this work are the application of virtual planning using the technique of finite element (FEA) and the presentation of a case, placing the importance of the surgeon to know the background both surgical planning and the development of customized prosthesis (TMJ) and thus avoid possible biomechanical faults. Material: For the development of this work were first used 40 specimens of Ti-6Al-V, of which 15 were coated with a DLC and 15 DLC-Ag by chemical deposition method (PECVD), and 10 were kept without coating as control. In addition, they made 30 UHMWPE specimens, of which 15 were coated with DLC by physical deposition system (CVD) and 15 were maintained without coating as a control. Methods: The surface characteristics of the samples were evaluated for adhesion sliding fatigue tester reproducing the work condili fossa 2000.000 cycles in bath of lactate at 36 degrees, to a load 200 N. The film samples were subjected to cytotoxicity testing in osteoblastic cells. Results: The cells showed a significant biocompatibility with samples carrying DLC film on Ti6Al4V substrate, showing inert to the polyethylene. This study also presented a clinical case patient with 12 years of female gender age, bearer of bilateral ankylosis of the TMJ reported having been subjected to repeated unsuccessful attempts, with deformity skeletal class II, as a result of temporomandibular ankylosis, limited mouth opening initial (4.9 mm) and post surgical bilateral reconstruction with customized ATM denture after surgery, showed up with an opening (23 mm) after one year, with a significant improvement for food and severe sleep apnea. Conclusion: Dlc titanium within the parameters we can deposition, is presented as promising to cover prosthetic pieces to be placed on humans for its low electrical conductivity, good biological response.

Keywords: Joint prosthesis. Temporomandibular joint disorders .Nanotechnology.

1 INTRODUÇÃO

A disfunção da articulação temporomandibular (DTM) é um termo utilizado para descrever de forma genérica as desordens extra e intra-articulares da ATM (Stegenga et al.,1991). É uma síndrome crônica bem reconhecida, de natureza multifatorial, que consiste de uma disfunção mandibular associada à dor articular e/ou muscular (Dworkin, LeResche, 1992; Lindenmeyer et al., 2010), deslocamento do disco, doenças artríticas, anormalidades do desenvolvimento e neoplasias ou anquiloses (Stegenga et al.,1991; Dworkin, LeResche, 1992; Suvinen et al., 2005). Afeta comumente pessoas entre os 20 e 40 anos de idade, com predileção pelo gênero feminino (Warren, Fried, 2001), sendo que 20-25% da população apresenta sintomas de DTM (Detamore, Athanasiou, 2003).

A anquilose da ATM é uma condição patológica na qual a mandíbula é fusionada à cavidade glenoidea do osso temporal mediante osso ou tecido fibroso, causando deformidade das estruturas que conformam a ATM, limitação de abertura bucal, dificuldade para a higiene oral, desnutrição, deformidades dento-esqueléticas, problemas para o desenvolvimento de atividades cotidianas e dor (Roychoudhury et al., 1999; Movahed, Mercuri, 2015), na infância provoca um bloqueio do desenvolvimento maxilo-mandibular.

A substituição da ATM perdida por uma prótese total artificial pode ser uma boa alternativa para o tratamento (Mercuri, 2000; Wolford, 2006; Guarda-Nardini et al., 2008).

Atualmente existem várias próteses de ATM comercialmente disponíveis: próteses de estoque e as customizadas. Esta última, fabricada a partir de um protótipo obtido a partir de uma tomografia computadorizada do paciente (Royhman et al., 2014). As ligas de Ti-6Al-6V e Co-Cr-Mo são

materiais metálicos considerados biocompatíveis, resistentes, dúcteis, resistentes à corrosão e rígidos (Guarda-Nardini et al., 2008). Entretanto, a hipersensibilidade aos componentes das ligas metálicas tem sido relatada (Latysh et al., 2006; Bradberry et al., 2014; Liu et al., 2015).

Com o aumento no número de implantes inseridos a cada ano, a diminuição na idade dos pacientes considerados para a substituição da articulação e uma população que está vivendo mais, surge a necessidade do uso de uma prótese de maior durabilidade (Mercuri, Anspach, 2003). Isto está se tornando uma das maiores preocupações na área (Love et al., 2013), sendo que a média de vida de 15 anos para implantes de quadril não é suficiente para uma população que pode exigir 30-40 anos de função (Ebramzadeh et al., 2011). Isto também é considerado para as outras articulações do organismo (Mercuri, Anspach, 2003).

Na procura de um material de revestimento que melhore as propriedades articulares, vários estudos propuseram o uso de um filme de carbono (*diamond-like carbon film*) para revestir superfícies funcionais, com a finalidade de diminuir o atrito e o desgaste, evitando assim, a liberação de partículas e íons metálicos para o meio articular que trazem como consequência dor, mau funcionamento e perda da prótese.

O filme de carbono tipo diamante (*diamond-like carbon - DLC*) é um revestimento duro, semelhante ao diamante, biocompatível com células humanas (Lu et al., 1993; Trava-Airoldi et al., 2007) e que apresenta alta resistência ao desgaste, baixo coeficiente de atrito, alta inércia química, amplo *gap* semicondutor e com propriedades bactericidas (Lau et al., 2001). Contudo, esta última propriedade pode ser aumentada, com a dopagem de nanopartículas de prata, a qual já foi considerada em estudos anteriores como bactericida e fungicida (Emmanuel et al., 2015).

Na literatura, existem vários estudos em relação a este filme, com

variação dos parâmetros de deposição, composição e aplicação, que têm demonstrado resultados tanto positivos (Hauert et al., 2013; Papo et al., 2004; Marciano et al., 2009; Roy et al., 2010; Li et al., 2011; Love et al., 2013; Okasaki, 2014) quanto negativos (Thorwarth et al., 2010; Cloutier et al., 2014). As controvérsias encontradas sugerem a necessidade de mais estudos, em busca de um filme protetor de boa qualidade, com alta aderência e que apresente propriedades tribológicas adequadas e alta resistência à corrosão para ser usado como material de recobrimento em próteses articulares.

Outro aspecto importante a ser considerado na fabricação de prótese de ATM é o planejamento virtual utilizando a ferramenta de elementos finitos CAD/CAM (FEA) e sua validação física por bio-modelo, a qual permite a simulação cirúrgica em escala real.

A FEA é uma ferramenta de cálculo e pesquisa significativa para análises biomecânicas na pesquisa biológica. O sistema complexo é subdividido em um número finito de partes ou elementos, modelada por um agregado de estrutura simples e separados por pontos de conexão chamados *nós*. Então a FEA é, basicamente, um método definitivo para a modelagem de estruturas complexas e permite analisar as propriedades mecânicas através de deslocamentos nodais (Trivedi, 2014).

O conhecimento da FEA, pelos cirurgiões bucomaxilo-faciais para o planejamento das próteses de ATM atribui maior segurança para o mesmo, podendo apontar previamente as possíveis falhas mecânicas relacionadas à tensão sobre os parafusos de fixação e sobre a prótese propriamente dita, garantindo assim, o bom funcionamento da prótese por longo período de tempo. O cirurgião familiarizado com a técnica de elemento finitos (FEA) poderá participar mais ativamente do processo de confecção da prótese articular, podendo opinar sobre a morfologia final da peça, assim como sobre o posicionamento dos parafusos de fixação, “falando a mesma língua” dos

engenheiros biomédicos e físicos que normalmente trabalham na confecção da peça, partindo do princípio que o cirurgião será o responsável final do caso cirúrgico.

O objetivo deste trabalho é avaliar o efeito do filme de carbono aplicado por plasma como recobrimento da liga de Ti-6Al-4V em prótese totais de ATM e seu planejamento virtual da prótese utilizando a técnica de elementos finitos evidenciado em um caso clínico, uma vez que não se tinha relatado na literatura brasileira a realização de uma cirurgia deste porte em uma criança desta idade (12 anos), ainda em desenvolvimento, razão pela qual reforçamos a importância de um planejamento rigoroso a fim de evitar possíveis falhas biomecânicas.

2 ARTIGO(S)

2.1. Artigo – Silva AM, Ankha MVEA, Figueiredo VM, de Vasconcelos LMR, Santanna G, Nogueira Jr L. / Efeito do revestimento de carbono do tipo diamante em liga de titânio (Ti6Al4V) e polietileno (UHWPE) na mecânica, química, propriedades e citotoxicidade celular / *Effect of the diamond-like carbon coating over titanium (Ti6Al4V) and polyethylene (UHWPE) in the mechanical, chemical, and cellular cytotoxicity properties**

RESUMO

Objetivo: Avaliar o efeito do revestimento de carbono tipo diamante (DLC) de amostras de liga de titânio (Ti6Al4V) e polietileno (UHWPE), nas propriedades mecânicas e químicas e citotoxicidade celular destes materiais. **Método:** titânio (Ti6Al4V) e polietileno (UHWPE) amostras com 2,5 cm de diâmetro e 2 mm de espessura foram revestidas com plasma de DLC e DLC dopado com prata (Ag-DLC). Foram realizadas análise morfológica com MEV, análise química EDS, teste de *scratching*, avaliação da fadiga mecânica, a rugosidade superficial média (Ra), análise de citotoxicidade e viabilidade celular. A análise dos dados foi conduzida em dois intervalos de tempo (3 e 10 dias), utilizando ANOVA *one-way* para a rugosidade da superfície ($p < 0,05$). Análise da viabilidade e citotoxicidade (resultados celulares), foram realizados, ANOVA *two-way*, e teste de Tukey. ($p < 0,05$). Resultados: Na análise MEV, diferenças morfológicas significativas foram observadas em substratos após a deposição do DLC, os revestimentos apresentaram mudanças em suas estruturas químicas superfícies dos substratos estudados, de acordo com a análise EDS. A carga crítica inicial para sua delaminação do filme DLC ocorreu em 6,1 N e 9,7 N para o DLC-Ag. A deposição de filmes DLC sobre o polietileno sugere uma diminuição da área danificada do polímero após ciclos. A rugosidade média da superfície apresentou diferença estatística entre as amostras revestidas e não revestidas ($p = 0,426$). A análise mostrou citotoxicidade aumento biocompatibilidade com o tempo, com diferença estatística entre os fatores estudados. Conclusão: O revestimento de carbono tipo diamante modificou as propriedades químicas, mecânicas e biológicas da liga de titânio (TiAl64V) e polietileno (UHWPE).

Palavras-chave: Titânio. Polietileno. Plasma. DLC.

Effect of the diamond-like carbon coating over titanium (Ti6Al4V) and polyethylene (UHWPE) in the mechanical, chemical, and cellular cytotoxicity properties

Silva AM, Ankha MVEA, Figueiredo VM, de Vasconcelos LMR, Santanna G, Nogueira Jr L.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the diamond-like carbon coating (DLC) over titanium alloy (Ti6Al4V) and polyethylene (UHWPE) samples, as of their mechanical and chemical properties and cellular cytotoxicity. Method: Titanium (Ti6Al4V) and polyethylene (UHWPE) specimens, with 2.5 cm in diameter and 2 mm thickness were plasma-coated with DLC and DLC doped with silver (DLC-Ag). SEM morphological analysis, EDS chemical analysis, scratching test, mechanical fatigue, average surface roughness (Ra), cytotoxicity and cellular viability analyses were conducted. The data analysis was conducted in two time intervals (3 and 10 days) using ANOVA one-way for the surface roughness ($p < 0.05$). For the cellular viability and cytotoxicity results, the ANOVA two-way, analysis of variance and Tukey test were performed. ($p < 0.05$). Results: In the SEM analysis, significant morphological differences were observed on substrates after DLC deposition, the coatings chemically modified the contacted substrate surfaces, according to the EDS analysis. The initial critical load for the DLC film failure occurred at 6.1 N for DLC and 9.7 V for the DLC-Ag. The DLC film deposition over the polyethylene suggests a decrease in the polymer's damaged area after cycling. The average surface roughness presented statistical difference amongst coated and uncoated specimens ($p = 0.426$). The cytotoxicity analysis showed biocompatibility increase with time, with statistical difference amongst studied factors. Conclusion: The diamond-like carbon coating modified the chemical, mechanical, and biological properties of the titanium alloy (Ti6Al4V) and polyethylene (UHWPE).

Keywords: Titanium. Polyethylene. Plasma. DLC.

INTRODUCTION

The temporomandibular joint (TMJ) is the main joint of the stomatognathic system and its good condition interferes in the system's harmony. The temporomandibular joint dysfunction (TMD), development anomalies, neoplasia or ankylosis are pathological conditions of this joint¹⁻³. The TMD ankylosis is a condition in which the mandible is fused to the temporal bone glenoid fossa of fibrous tissue, causing structural deformities and functional alterations such as the limitation of the buccal opening, oral hygiene difficulties, malnutrition, dental-skeletal deformities, problems in the development of routine activities and pain⁴⁻⁵. The most common etiological factor is associated to trauma⁶⁻¹⁰.

The infancy traumas, such as parturition traumas due to the use of obstetric forceps or accidents caused by falls resulting in condyles fractures, when not identified, cause intra-articular hematomas, followed by fibrosis and consequent bone fusion between the condyles and the cranial fossa¹¹⁻¹³.

The substitution of the ankylosed TMJ by a total prosthesis may be a good alternative for the treatment of this pathology¹⁴⁻¹⁶. Currently, there are various artificial TMJ prostheses available in the market, which may be standart or customized items. This last one is manufactured using a prototype obtained with the aid of a CT scan of the patient as base¹⁷. These prostheses are manufactured with metal alloys such as Ti-6Al-6V and Co-Cr-Mo, which are biocompatible, corrosion-resistant, ductile and rigid¹⁶, in which the glenoid fossa is made of commercially-pure titanium with a medical grade polyethylene articular surface, known as ultra-high-molecular-weight polyethylene (UHMWPE / ASTM F684)¹⁸.

The reduction in the age in patients submitted to this type of therapy leads to the need to manufacture prostheses, which present more functional

performance longevity¹⁹, and this is one of the major present concerns. Hip prostheses have a 15-year median survival, which is not sufficient for a population who may demand 30-40 years of prosthetic parts functionality²¹. This example may be extrapolated for other human body joints¹⁹. Apart from the need for longevity which has been reported in literature, there is also the hypersensitivity to metal alloy components (Ni, Al, V), which may cause local inflammation due to foreign body reaction and great bone destruction, leading to prosthetic set loss²³⁻²⁵.

The diamond-like carbon coating (DLC) is a hard lining with diamond-like characteristics, biocompatible to human cells²⁶⁻²⁷, presenting high wear resistance, low coefficient of friction, high chemical inertia, semiconductor gaps and of bactericidal properties²⁸ and this last property which may be increased with the silver nanoparticle doping so that it becomes bactericidal but also fungicide²⁹. The DLC has been used in implantology as a lining for prosthetic screws³⁰ and prosthetic abutment³¹ with the objective of torque maintenance, as well as the DLC doped with silver nanoparticles, in the reduction of bacterial adhesion in acrylic resin³² and bacterial infiltration in the implant/abutment interface³³.

Several studies seek, with variation in the deposition, composition, and application parameters, to present more stable conditions of this coating over the desired surface^{20,34-40}. However, the deposition parameters for this coating are not established in Dentistry literature; hence, a good-quality film with high adherence and which presents adequate tribological properties and high resistance to corrosion is required, so that it may be used as coating material of TMJ prostheses.

This study aimed to evaluate the effect of DLC and silver-doped DLC (DLC-Ag) coatings over titanium alloy and polyethylene and their mechanical, chemical properties and cellular cytotoxicity. The null hypotheses to be tested

are that (i) the DLC coating will favor the substrate mechanical properties during testing and that (ii) the DLC-Ag will contribute with the cellular biocompatibility.

MATERIAL AND METHODS

Preparation of specimens

Thirty discs (250mm x 2mm) of UHMWPE (ASTM F648) and forty discs of titanium alloy (Ti-6Al-4V) were produced, and polished with water sandpaper of 600-1200 granulation using an automatic polisher (Automet 250, Buehler Ltd., IL, USA) and cleaned with ultrasound with isopropyl alcohol at 10% during 4 min.

Plasma deposition

Half of the titanium specimens received DLC coating and the other half, DLC-Ag. The deposition occurred in a plasma reactor (ITA, São José dos Campos, Brazil). The elected deposition technique was the PECVD (Plasma-enhanced chemical vapor deposition). Before deposition, an argon plasma application was conducted on specimens during 30 min, at 3×10^{-1} Torr, tension of -900 v; aiming to reduce impurity from specimens. An interface containing silicon (SiO_xC_y) was deposited over specimens at 1×10^{-2} Torr for 30 min, with the application of liquid hexamethyldisiloxane ($\text{C}_6\text{H}_{18}\text{OSi}_2$) (Sigma Chemistry-Aldrich, Munich, Germany) and oxygen. Then, followed by the application of methane plasma (C_6H_{14}) and argon (Ar) to be then finalized by the DLC deposition, which occurred at 1.1×10^{-1} Torr during 90 s. The deposited film thicknesses were measured using a silicon blade placed inside the reactor's chamber, along with the samples receiving deposition. Part of this silicon blade is coated with another silicon blade, forming a platform between the covered (no film) and uncovered (with film) blade. This platform was measured using optical

profilometry (INPE/São José dos Campos - Brazil) and the film thickness was of 1.58 μm .

The DLC doped with silver (DLC-Ag) films were deposited under the same DLC film plasma deposition conditions. The only different parameter was the gaseous precursor, which, in this case, was the hexane (C_6H_{14}) containing silver nanoparticles in the order of 30-50 nm suspension at 0.5 g/l.

The DLC-Ag film presented 2.91- μm thickness, measured using an optical profilometer. In both deposition processes, the gas flow was controlled by a flow meter and the deposition power was kept around 200 w. The cathodic tension and the electric current were kept constant during the entire deposition process and sample temperatures were kept at 500°C by the plasma itself. After deposition, the source of electric current was shut down, and the gas flow was interrupted, and the vacuum system was kept on (approximately 1 hour) until samples temperature dropped and reached 40°C so that they could be removed from the reactor.

The DLC films over polyethylene were deposited using a process chamber made of stainless steel in a cylindrical shape with internal diameter of 550 mm and 300 mm in length. It has two water-refrigerated magnetron cathodes made by Edwards Vacuum (Albany, Ny, United States). In this study, a carbon target was used (99.99% purity). The vacuum system is composed of one mechanical pump (Edwards, Model E2M-18, Albany, Ny, United States) used for pre-vacuum, and a turbo-molecular pump (Edwards, Model EXT351), serially-connected. The process chamber work pressure is controlled with the aid of a gate-type valve and monitored by Pirani-type pressure measurers (Edwards, Albany, Ny, United States) for primary vacuum (up to 10^{-3} Torr), and by Cold-cathode gauge type (APGX – Edwards, Albany, Ny, United States), for secondary vacuum (10^{-3} a 10^{-6}) Torr.

The plasma was generated with Advanced Energy DC power (MDX-1K) the power of 300 W. The work pressure was kept at 3 mTorr. The argon flow was of 10 sccm and the deposition time was 30 minutes. Under the described conditions, the DLC films presented a 10 nm thickness.

Morphological Analysis

The superficial topography of specimens was visualized using SEM (Scanning Electron Microscopy) (Inspect S50, FEI Company, Orlando, FL, USA) (n=2).

Chemical Analysis

The specimens' chemical elements identification was carried out using the Electron Dispersive Spectroscopy method (EDX). The Bruker's EDX method, with the Espiret 1.9 software, uses an EDX detector attached to SEM (n=2). The same samples from the morphological analysis were used.

Scratching/scratch test

The critical load (scratch test) for DLC and DLC-Ag film failure was evaluated using a UMT-CERT tribometer (Bruker, Campbell, USA). During the scratch test, a Rockwell C diamond tip was used. The applied load ranged from 0.20 to 20 N, at 0.1 mm/s, applied along the entire specimen (n=1).

Mechanical fatigue

Twenty polyethylene specimens (UHMWPE) were submitted to mechanical fatigue. They were previously embedded onto a polyurethane base (Araldite/Brascola/Brazil), with 2.5 cm in diameter and 2.0 mm height. Ten specimens received DLC film and the other ten were not coated. Finally, 300,000 cycles of fatigue were carried out with a spherical stainless steel tip (r=3.5 mm), maximum load of 200 N, 3 Hz frequency on embedded specimens, positioned in a chewing cycles simulator (Biocycle, Biopdi, São Paulo, Brazil) under liquid environment. Each cycle consisted on the tip being in constant

contact with the sample, making constant sliding movements of 5 mm, these being, 2.5 mm to the right and to the left sides of the specimen. After the fatigue cycles, the specimens were analyzed using a stereomicroscope (Discovery.V12, Carl Zeiss, LLC, USA).

Surface roughness

The surface roughness was measured on the coated and uncoated titanium alloy specimens according to the ISO 4287 norm, using a roughometer (Mitutoyo SJ-400, Suzano, Brazil) under the roughness average pattern (Ra - Roughness Average) (n=3).

Cytotoxicity analysis

The method consists on the verification of living cells after exposure to the toxic agent via MTT dye incubation (3-(4,5-dimethylthiazol-2-yl)-2,5-diphenyltetrazolium bromide (Sigma-Aldrich, St. Louis, USA). The MTT is a reduced salt produced by the mitochondrial proteinases, active in viable cells only, producing a soluble product in the culture environment, after which a spectrophotometric analysis of the incorporated dye is performed. The quantity of MTT, the cell viability marker incorporated by the cell population, is directly proportional to the number of living cells in the culture. The surface unit of a 24-well culture plate with cellular growth with no samples immersion was adopted as negative control for test validation.

For the cellular viability evaluation, the cells were cultivated in the wells over the samples and evaluated after 3 and 10 days (n=5). MTT aliquots of 5 mg/ml in PBS (phosphate buffered saline solution) were prepared, followed by the incubation of cultures under this solution at 10% in the culture environment during 1 hour at 37°C, under humid atmosphere containing 5% CO₂ and 95% atmospheric air. After this period, the cultures were washed in PBS and heated at 37°C. Then, 1 ml of DMSO solution (dimethylsulfoxide), was poured in each

well, followed by a 20-min agitation for complete solubilization of the formed precipitation. 100- μ l aliquots were taken from the wells and transferred to 96-well plates for colorimetric analysis with a microplate reader in a 570 nm wavelength (Biotek-EL808IU). The data were measured as absorbance.

Data analysis

The surface roughness results were submitted to ANOVA one-way, the cell viability was evaluated with ANOVA-two-way, followed by the post hoc Tukey test, which was considered statistically significant ($p < 0.05$) at all tests.

RESULTS

Significant morphological differences were observed on both substrates after DLC deposition (Figure 1). As of the chemical analysis, silver was identified on the DCL-Ag coated titanium (Figures 1a and 1b), and the polyethylene presented new elements on the film-modified substrate (Figure 1a and 1b). The initial critical load for the DLC film failure occurred at 6.1 N for DLC and 9.7 N for the DLC-Ag. It seems that the DLC film over polyethylene decreases the polymer's damaged area (Figure 6). The surface roughness did not present statistical difference amongst titanium specimens (Ti6Al4v) with or without coating ($p = 0.426$); and the polyethylene became rougher after mechanical fatigue (Table 1). The cytotoxicity analysis showed biocompatibility of this coating, as the cell viability increased with time, presenting statistical difference amongst studied factors.

The polyethylene presented less viability in the 3 and 10-day periods, in which there was statistical difference in reference to the time ($p = 0.001$) and the interaction between these treatments ($p = 0.001$) with the 10-day group only (Figure 7). Significant differences were observed in the cellular adhesion on 10-day groups, which is easily visualized (Table 2 and 3).

DISCUSSION

Considering the present limitations of biomaterials utilized in the manufacture of articular prosthesis, the search for a material, which presents the ideal properties (tribological, physicochemical, mechanical, and biocompatible), has been the focus during the latest years. Hard coating materials with low coefficient of friction and wear have been searched, which assure minimum toxicity and present good interaction on the biomaterial/biological environment interface⁴²⁻⁴⁴.

The findings on the lack of morphological changes on substrates from the deposition of a plasma-deposited coating were observed in the present study and also in nanofilms over zirconia⁴⁵⁻⁴⁷. The surface chemical modification was observed in both substrates after DLC and DLC-Ag deposition, also evident in studies with zirconia with the PVD technique⁴⁶⁻⁴⁸ and in dental implants with the PECVD technique³⁰. The plasma-modified surface promotes the formation of a thin coating over the material, which chemically differentiates it, but causes no topographic alterations to it⁴⁹.

The higher critical load values for the DLC-Ag when compared to DLC may be explained by the doping with nanoparticles, which may decrease friction, increasing substrate longevity⁵⁰, and consequently increasing the coating mechanical properties³⁰. The reduction of the friction also explains the absence of difference in surface roughness values. The wear resistance and DLC-coated surface protection³⁰ explains the smaller coated polyethylene specimens damaged area after mechanical fatigue.

The biological characteristics of DLC films such as biocompatibility are important due to their application as coating of new instruments and implants in the Biomedical Engineering^{27,51}, due to their composition being only carbon and hydrogen, which are compatible to human cells, so that the surface hardness is increased and the friction between prosthetic articulations is decreased^{34,40,52}.

Previous studies demonstrated that the incorporation of nanoparticles such as V, Ti, H, F, Ag in the microstructure has the purpose of promoting bactericidal capacity to the coating^{35,36}. With this, it is important that these nanoparticles do not interfere in the cellular response against the coating. Our cytotoxicity results showed the coating biocompatibility with incorporated nanoparticles. The cellular viability values increased with time, suggesting adequate interaction between the cells and all substrates. Despite the polymer (UMWPE) presented the smaller cells values, this substrate may be considered compatible, as the presented cellular viability rate is larger than 70% compared to control group (Ti6Al4V).

The smaller cellular viability rates over polyethylene may be explained by the lack of coating, which evidences the importance of DLC for biocompatibility.

Maybe the absence of statistical difference in the cellular viability between groups with titanium substrate is due to the similarity between the surface roughness values. The cytotoxicity assay is the first step to evaluate the biocompatibility of a material⁵⁴ and it presented positive and important results for the DLC research progress.

The tested null hypothesis was rejected. The study limitation was the lack of evaluation of the coating longevity over the substrate. New studies with the use of specimens under clinical conditions must be carried out.

CONCLUSION

The diamond-like carbon coating modified the chemical, mechanical, and biological properties of the titanium alloy (Ti64V) and polyethylene (UHWPE) samples.

REFERENCES

1. Stegenga B, de Bont LG, Boering G, van Willigen JD: Tissue responses to degenerative changes in the temporomandibular joint: a review. *J Oral Maxillofacial Surg* 1991; 49(10): 1079-1088.
2. Dworkin SF, LeResche L: Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: Review, criteria, examinations and specifications, critique. *J Craniomandib Disord* 1992; 6:301.
3. Suvinen TI, Reade PC, Hanes KR, Kononen M, Kempainen P. Temporomandibular disorder subtypes according to self-reported physical and psychosocial variables in female patients: a re-evaluation. *J Oral Rehabil.* 2005; 32:166–173.
4. Roychoudhury A, Parkash H, Trikha A. Functional restoration by gap arthroplasty in temporomandibular joint ankylosis: a report of 50 cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999; 87(2):166-9.
5. Movahed R, Mercuri LG. Management of temporomandibular joint ankylosis. *Oral Maxillofacial Surg Clin North Am.* 2015; 27(1):27-35.
6. Komorowska A. Congenital temporomandibular joint ankylosis - a case report. *Eur J Orthod* 1997; 19(3):243-8.
7. Su-Gwan K. Treatment of temporomandibular joint ankylosis with temporalis muscle and fascia flap. *Int J Oral Maxillofacial Surg* 2001; 30(3):189-93.
8. Valentini V, Vetrano S, Agrillo A, Torroni A, Fabiani F, Iannetti G. Surgical treatment of TMJ ankylosis: our experience (60 cases). *J Craniofacial Surg.* 2002; 13(1): 59- 67.
9. Vasconcelos BCE, Porto GG, Bessa-Nogueira RV. Anquilose da articulação têmporo-mandibular. *Rev Bras Otorrinolaringol* 2008; 74(1): 34-8.
10. He D, Ellis E 3rd, Zhang Y. Etiology of temporomandibular joint ankylosis secondary to condylar fractures: the role of concomitant mandibular fractures. *J Oral Maxillofacial Surg.* 2008 Jan;66(1):77-84.
11. Miranda SL, Antonini RA. Anquilose da articulação têmporo-mandibular pós-otite média aguda. *Rev Bras Otorrinolaringol* 1994;60(3):240-2.
12. Güven O. A clinical study on temporomandibular joint ankylosis. *Auris Nasus Larynx* 2000; 27(1): 27 33.

13. Motta A, Louro RS, Medeiros PJ, Capelli Júnior J. Orthodontic and surgical treatment of a patient with an ankylosed temporomandibular joint. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131(6): 785-96.
14. Mercuri LG. TMJ Concepts patient fitted total temporomandibular joint reconstruction prosthesis. *Oral Maxillofac Clin North Am.* 2000; 12(1):73–91.
15. Wolford LM, Dingwerth DJ, Talwar RM, Pitta MC: Comparison of 2 temporomandibular joint total joint prosthesis systems. *J Oral Maxillofac Surg* 2003; 61(6):685-690.
16. Guarda-Nardini L, Manfredini D, Ferronato G: Temporomandibular joint total replacement prosthesis: current knowledge and considerations for the future. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008; 37(2): 103-110.
17. Royhman D, Radhakrishnan R, Yuan JC-C, Mathew MT, Mercuri LG, Sukotjo C: Na electrochemical investigation of TMJ implant metal alloys in an artificial joint fluid environment: the influence of pH variation. *J Cranio-Maxillofac Surg.* 2014; 42(7): 1052-1061.
18. Fook MVL, Aparecida AH, Marcelino ACB, Medeiros KM, Guastaldi AC. Desenvolvimento de técnica de modificação da superfície do PUAPM para deposição biomimética de apatita. *Rev Mat Proc.* 2007;(2):133-41.
19. Mercuri LG, Anspach WE 3rd. Principles for the revision of total alloplastic TMJ prostheses. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2003; 32(4):353-9.
20. Love CA, Cook RB, Harvey TJ, Dearnley PA, Wood RJK. Diamond like carbon coatings for potential application in biological implants—a review. *Tribol Inter.* 2013;63: 141-50.
21. Ebramzadeh E, Campbell PA, Takamura KM, Lu Z, Sangiorgio SN, Kalma JJ, De Smet KA, Amstutz HC. Failure modes of 433 metal-on-metal hip implants: how, why, and wear. *Orthop Clin North Am.* 2011 Apr; 42(2):241-50, ix. doi: 10.1016/j.ocl.2011.01.001.
23. Latysh, V. Gy, Kralliocs. F, Alexandrov. A Fodor. Application of bulk nanostructured materials in medicine. *Applied Physics*, 262-266, 2006.
24. Bradberry S, Wilkinson JM, Ferner RE. Systemic toxicity related to metal hip prostheses. *Clin Toxicol.* 2014; 52(8):837-47.
25. Liu YK, Ye J, Han QL, Tao R, Liu F, Wang W. Toxicity and bioactivity of cobalt nanoparticles on the monocytes. *Orthop Surg.* 2015; 7(2):168-73

26. Lu L, Jones MW, Wu RL. Diamond-like carbon as biological compatible material for cell culture and medical application. *Biomed Mater Eng.* 1993; 3(4):223-827.
27. Trava-airoldi VJ, Santos LV, Bonetti LF, Capote G, Radi PA, Corat EJ. Tribological and mechanical properties of DLC film obtained on metal surface by enhanced and low-cost pulsed DC discharge. *Int Surf Sci Eng.* 2007 Dec; 1(4):417-27.
28. Lau, SP, Li YJ, Tay BK, Sun Z, Chen GY, Chen JS, Ding XZ. Field emission from metal-containing amorphous carbon composite films. *Diamond and Related Materials.* 2001; 10(9-10):1727-31.
29. Emmanuel R, Palanisamy S, Chen SM, Chelladurai K, Padmavathy S, Saravanan M, Prakash P, Ajmal Ali M, Al-Hemaid FM. Antimicrobial efficacy of green synthesized drug blended silver nanoparticles against dental caries and periodontal disease causing microorganisms. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2015,1;56:374-9.
30. Lepageur LSS, Figueiredo VMG, Ferreira LL, et al: Coating dental implant abutment screws with diamond-like carbon doped with diamond: the effect on maintaining torque after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30. doi: 10.11607/jomi.3933.
31. Corazza PH, de Moura Silva A, Cavalcanti Queiroz JR, Salazar Marocho SM, Bottino MA, Massi M, de Assunção e Souza RO. Carbon film coating of abutment surfaces: effect on the abutment screw removal torque. *Implant Dent.* 2014 Aug;23(4):434-8.
32. Queiroz JR, Fissmer SF, Koga-Ito CY, Salvia AC, Massi M, Sobrinho AS et al. Effect of diamond-like carbon thin film coated acrylic resin on candida albicans biofilm formation. *J Prosthodont.* 2013a; 22(6):451-5.
33. Cardoso M, Sangalli J, Koga-Ito CY, Ferreira LL, da Silva Sobrinho AS, Nogueira L Junior. Abutment Coating With Diamond-Like-Carbon Films to Reduce Implant-Abutment Bacterial Leakage. *J Periodontol.* 2015 Oct 29:1-11.
34. Hauert R, Thorwarth K, Thorwarth G. An overview on diamond-like carbon coatings in medical applications. *Surf Coat Tech.* 2013 Oct 25;233:119-30. doi: 10.1016/j.surfcoat.2013.04.015.
35. Papo MJ, Catledge SA, Vohra YK, Machado C. Mechanical wear behavior of nanocrystalline and multilayer diamond coatings on temporomandibular joint implants. *J Mater Sci Mater Med.* 2004 Jul;15 (7):773-7.

36. Marciano FR, Bonetti LF, Santos LV, Da-Silva NS, Corat EJ, Trava-Airoldi JV. Antibacterial activity of DLC and Ag–DLC films produced by PECVD technique. *Diamond Relat Mater.* 2009; 18:1010-1014.
37. Roy ME, Whiteside LA, Xu J, Katerberg BJ. Diamond-like carbon coatings enhance the hardness and resilience of bearing surfaces for use in joint arthroplasty. *Acta Biomater.* 2010; 6(4): 1619-24.
38. Zhao-Hui Li, Eou-Sik Cho, Sang Jik Kwon. Molybdenum thin film deposited by in-line DC magnetron sputtering as a back contact for Cu (In,Ga)Se₂ solar cells. *Applied Surface Science*, V 257; 22, 1, 9682-9688, 2011
39. Okasaki Y. Effect of head size on wear properties of metal-on-metal bearings of hip prostheses and comparison with wear properties of metal on-polyethylene bearings using hip simulator. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014; 31:152-63.
40. Cloutier M, Harnagea C, Hale P, Seddiki O, Rosei F, Mantovan D. Long-term stability of hydrogenated DLC coatings: Effects of aging on the structural, chemical and mechanical properties. *Diamond & Related Materials.* 2014a; 48:65–72.
42. Allen M, Myer B, Rushton N. In vitro and in vivo investigations into the biocompatibility of diamond-like carbon (DLC) coatings for orthopedic applications. *J Biomed Mater Res.* 2001 May 1; 58(3):319-28.
43. Choung EW, Yang F. Slipped capital femoral epiphysis in an obese teenager. *Phys Sportsmed.* 2003; 31(7): 39-45.
44. Wolford LM. Factors to consider in joint prosthesis systems. *Proc (Bay Univ Med Cent).* 2006; 19(3): 232-8.
45. Külünk T, Külünk S, Baba S, Oztürk O, Danişman S, Savaş S. The effect of alumina and aluminium nitride coating by reactive magnetron sputtering on the resin bond strength to zirconia core. *J Adv Prosthodont.* 2013 ; 5(4): 382-387.
46. Queiroz JRC, Nogueira Junior L, Massi M, Silva AM, Bottino MA, Sobrinho ASS et al. Si-based thin film coating on Y-TZP: Influence of deposition parameters on adhesion of resin cement. *Applied Surface Science.* 2013 ; 282: 245– 252.
47. Druck CC, Pozzobon JL, Callegari GL, Dorneles LS, Valandro LF. Adhesion to Y-TZP ceramic: Study of silica nanofilm coating on the surface of Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2015.

48. Queiroz JRC, Duarte DA, Souza ROA, Fissmer SF, Massi M, Bottino MA. Deposition of SiO_x thin films by reactive magnetron sputtering: influence of plasma parameters on the adhesion properties between Y-TZP and resin cement for application in dental prosthesis. *Mater Res*. 2011; 14: 212-216.
49. Choy KL. Chemical vapour deposition of coatings. *Progress in Materials Science*. 2003; 48:57–170.
50. Radi P. A., Marciano F.R, Lima-Oliveira DA, Santos LV, Corata EJ, Trava-Airoldi VJ. Influence of crystalline diamond nanoparticles on diamond-like carbon friction behavior. *Applied Surface Science*. 2011; 257: 7387–7393.
51. Holmberg K, Ronkainen H, Matthews A. Tribology of thin coatings. *Ceram Int*. 2000; 26:787-95.
52. J. Robertson. Diamond-like amorphous carbon, *Materials Science and Engineering: R: Reports*, Volume 37, Issues 4–6, 24 May 2002, Pages 129-281
53. Zhiwen Zhou, Zhimeng Cai, Cheng Li, Hongkai Lai, Songyan Chen, Jinzhong Yu. Promoting strain relaxation of Si_{0.72}Ge_{0.28} film on Si (1 0 0) substrate by inserting a low-temperature Ge islands layer in UHVCVD. *Applied Surface Science*, V 255, Issue 5, Part 2, p 2660-2664, 2008,
54. Van Minnen B, Stegenga B, van Leeuwen MB, van Kooten TG, Bos RR. A long-term in vitro biocompatibility study of a biodegradable polyurethane and its degradation products. *J Biomed Mater Res A*. 2006 ;76 (2):377-85.

Figures

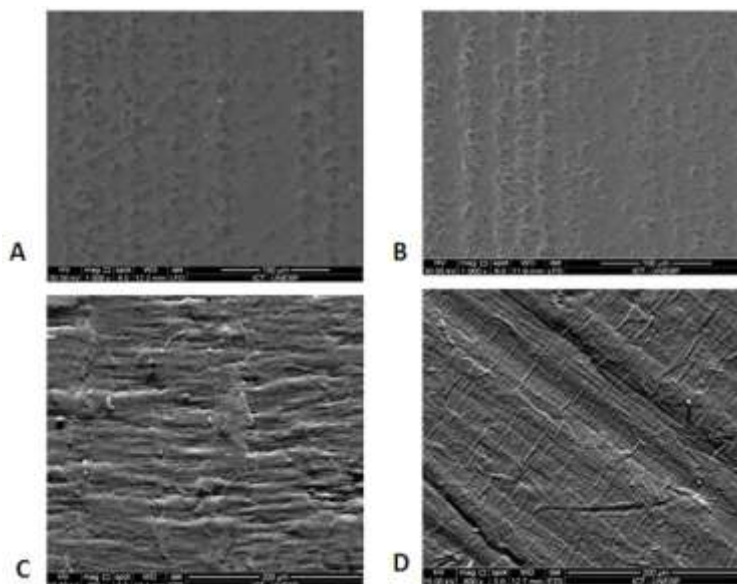


Figure 1: SEM images of substrates: A- Uncoated titanium (1000 X magnification); B- DLC-coated titanium (1000 X magnification); C- Uncoated polyethylene (800 x magnification) and D- DLC-coated polyethylene (900 X magnification). LFD image detector.

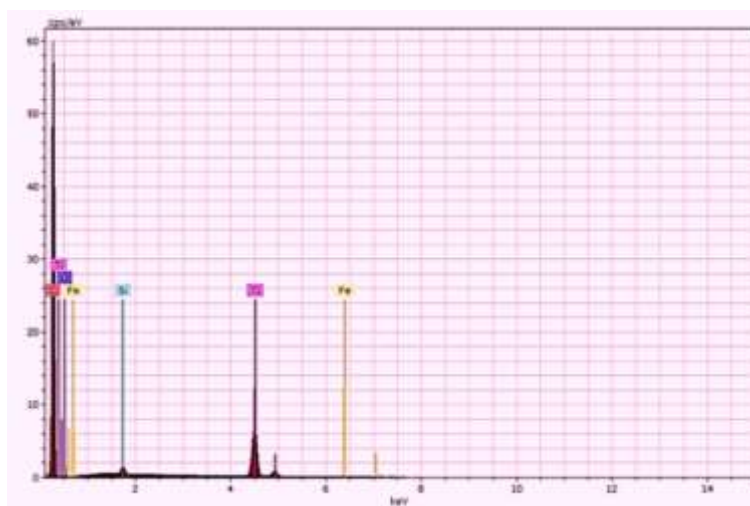


Figure 2: EDS chemical analysis, uncoated titanium, the dominant presence of the titanium is observed, besides iron, silicon, carbon, and oxygen.

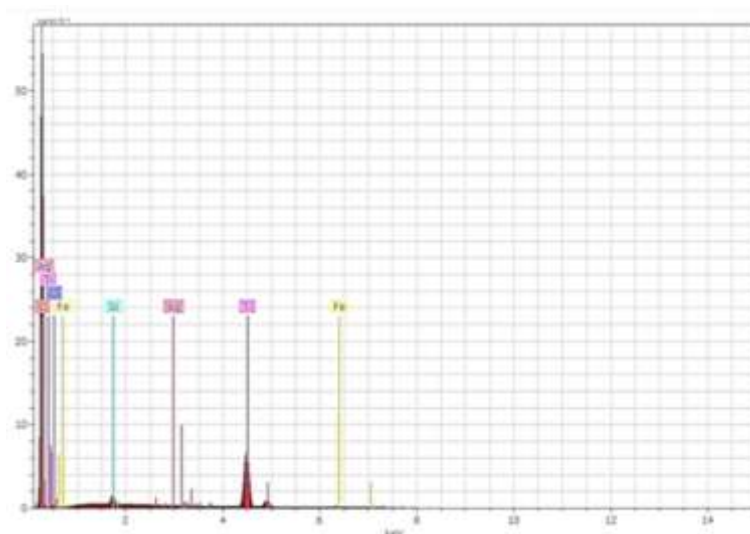


Figure 3: EDS chemical analysis, DLC-Ag-coated titanium, the dominant presence of the titanium is observed, besides iron, silicon, carbon, and oxygen.

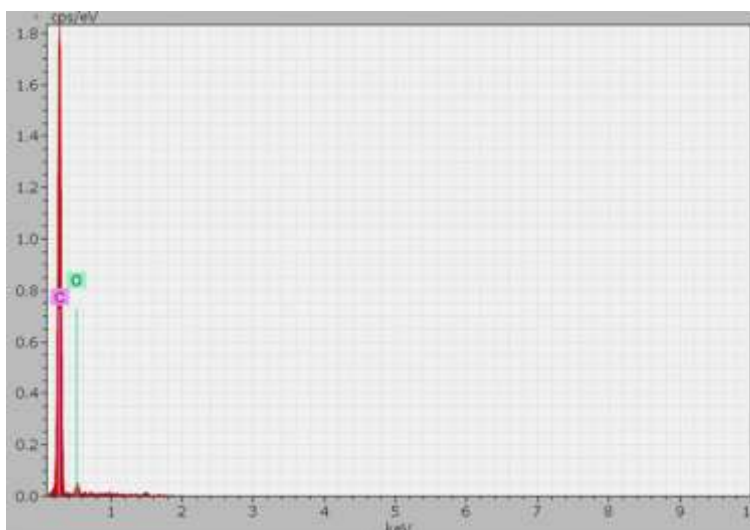


Figure 4: EDS chemical analysis, uncoated polyethylene, the dominant presence of carbon, and oxygen is observed.

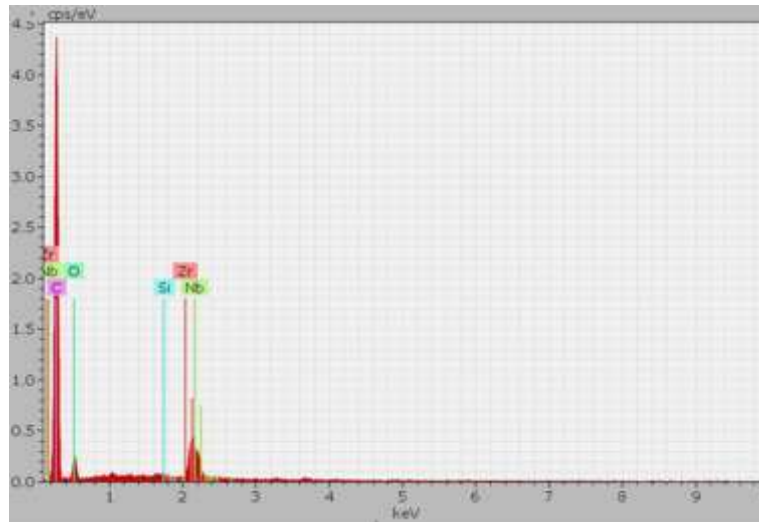


Figure 5: EDS chemical analysis, DLC-coated polyethylene, the dominant presence of carbon, silicon, zirconia, niobium, and oxygen is observed.

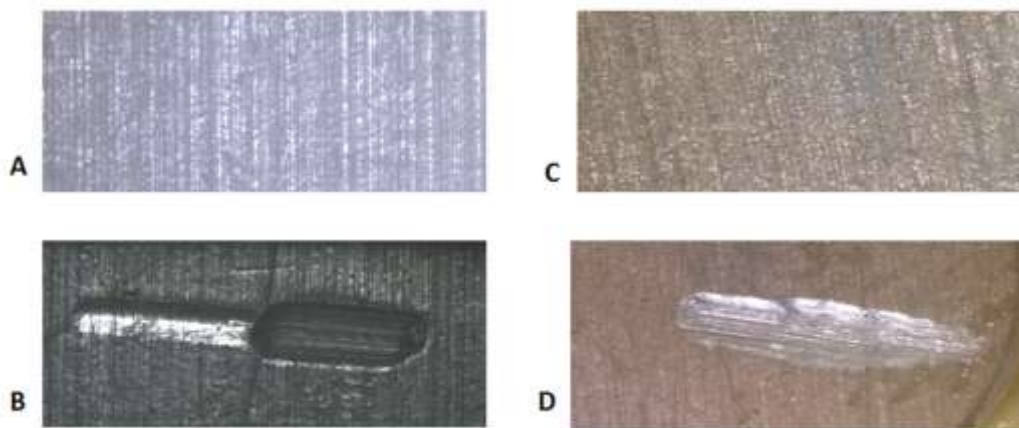


Figure 6: SEM image of the polyethylene: a- Initial uncoated specimen, B- Uncoated specimen after mechanical fatigue, C- Initial DLC-coated specimen, and D- DLC-coated specimen after mechanical fatigue. (10X magnification).

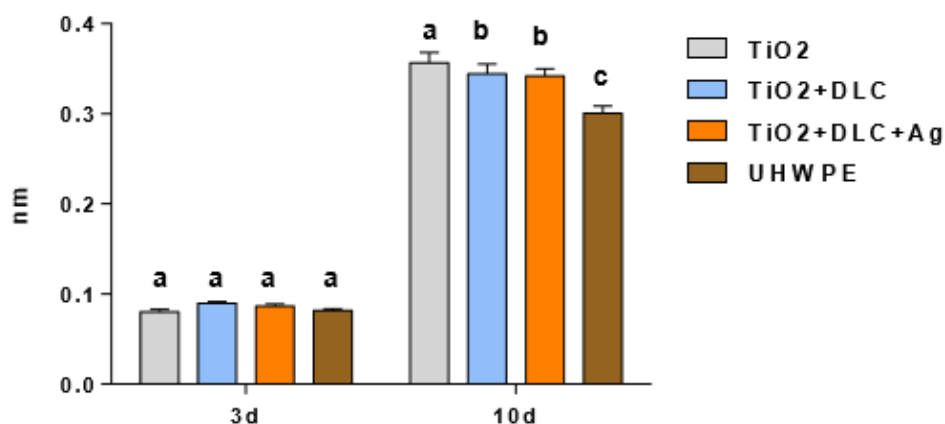


Figure 7: The graph represents MTT cellular adhesion: columns divided in to periods of 3 and 10 days with isolation of analyzed groups/days G1: Ti-6Al-4V; G2: Ti-6Al-4V + DLC; G3: Ti-6Al-4V + DLC-Ag; G4:UHMWPE.

Tables

Table 1: Substrates, Groups, Mean (μm) and standard deviation of the average surface roughness (Ra).

Substrate	Groups	Mean	Standard deviation
	Ti-6Al-4V	245.0	19.8
Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V + DLC	241.4	33.5
	Ti-6Al-4V + DLC-Ag	229.3	41.8
UHWPE	Cycled polymer	3.243	1.54
	Non-cycled polymer	1.237	0,42

Table 2: ANOVA-two-way analysis of the colorimetric values obtained in the cellular viability assay.

Source	DF	Adj SS	Adj MS	F-Value	P-value
Time	1	0.630512	0.630512	12597.64	0,001
Treatment	3	0.004927	0.001642	32.81	0.001
Time*Treatment	3	0.004285	0.001428	28.54	0.001
Error	32	0.001602	0.000050		
Total	39	0.641325			

Table 3: Comparative analysis of Tukey

Groups		Mean (nm)	Grouping
Substrate	Time (days)		
Ti-6Al-4V	3	0.0802	A
	10	0.3564	B
Ti-6Al-4V + DLC	3	0.0898	A
	10	0,3442	B
Ti-6Al-4V + DLC-Ag	3	0.0866	A
	10	0.3418	B
UHMWPE	3	0.0818	A
	10	0.3004	C

2.2. Artigo - Silva AM, Anka MDVEA, Figueiredo VM, Rodrigues FP, Borges ALS, Nogueira Jr L. / Reconstrução protética de uma articulação temporomandibular anquilosado de um paciente pediátrico: análise de elementos finitos e relato de caso¹/ *Prosthetic reconstruction of an ankylosed temporomandibular joint of a pediatric patient: Finite element analysis and case report* *

RESUMO

Um dos procedimentos cirúrgicos Buco Maxilo Faciais mais desafiadoras é a reconstrução total a articulação temporomandibular (ATM), que pode ser realizada tanto com enxerto ósseo autógeno ou articulação protéticas o que requer a compreensão de todos os tecidos envolvidos, como ossos, músculos, cartilagem, tendões e nervos. E devido à esta alta complexidade morfológica desta região poucos clínicos se arriscam em tratamentos de doenças que afetam esta região anatômica, que é uma articulação primária, necessária para o bom funcionamento do sistema estomatognático. O objetivo deste estudo foi apresentar um relato de caso de anquiloses da ATM em um paciente pediátrico que necessitam reconstrução bilateral conjunta com próteses totalmente personalizado. Como parte do planejamento cirúrgico, um modelo tridimensional de elementos finitos foi obtido para a previsão de stress, tensão e distribuições de deslocamento para que estes implantes poderiam ser submetidos. Imagens obtidas por tomografia computadorizada multi-slice (CT) foram importados para software para serem confeccionado a modelagem e após aplicados a malha de elementos finitos. Os materiais analisados foram caracterizadas quanto às suas propriedades mecânicas, como de coeficiente de Poisson e o módulo de Young para poder prever possíveis falhas no sistema protético quando em uso. Os contornos geométricos (cetreta 10), do crânio do paciente foram exportados para um software de análise de elementos finitos (NX 009 SIEMENS), para realizar os desenhos dos componentes protéticos e simulação mais tarde. Um protótipo do modelo 3D foi obtido no sistema CAD-CAM para revisão e aprovação do melhor design próteses permitindo a visualização direta do ajuste e função. A análise de elementos finitos foi fundamental para o sucesso da cirurgia, como o primeiro projeto virtual realizado sem sucesso que indicaram uma possível falha mecânica o qual foi descartado e tido como resultado negativo. As condições de simulação foram extrapoladas como sendo um jovem adulto com a mastigação normal. Além disso, a abertura mecânica e de fechamento foi avaliada com isto foi possível observar e apresentar a configuração de substituição e formação do corpo da

* Artigo elaborado de acordo com as normas do Periódico Clinical Oral Implants Research (ISSN 1600-0501).
Submetido em: 06/12/2015.

protético apropriado para alcançar um posicionamento mais favorável dos parafusos de fixação, assegurando uma melhor fixação e distribuição das tensões passivas para o osso e a prótese. **Conclusão:** A ferramenta FEA mostrou-se essencial para o sucesso reabilitador deste caso desde a idealização do projeto do design a concepção da prótese propriamente dita, promovendo maior segurança ao paciente e ao cirurgião

Palavras-chave: ATM. Próteses. Análise de elementos finitos. Sistema estomatognático.

Prosthetic reconstruction of an ankylosed temporomandibular joint of a pediatric patient: Finite element analysis and case report.

Silva AM, Ankha MDVEA, Figueiredo VM, Rodrigues FP, Borges ALS, Nogueira Jr L.

ABSTRACT

One of the most challenging specialized oral and maxillofacial surgical procedures is the total reconstruction of temporomandibular joints (TMJ), which can be performed either with autogenous bone grafts or prosthetic joints and requires the understanding of all tissues involved such as bones, muscles, cartilage and tendons. Due to the morphological complexity of this procedure only few clinicians risk treating diseases that affect this region, which is a primary joint needed for the proper functioning of the stomatognathic system. The aim of this study was to present a case report of TMJ ankyloses in a pediatric patient needing bilateral joint reconstruction with totally customized prostheses. As a part of surgical planning, a three-dimensional finite element model was obtained for predicting stress, strain and displacement distributions to which these implants could be subjected. Images obtained by multi-slice computerized tomography (CT) scanner were imported in software for finite element modelling. The materials analyzed were characterized as to their mechanical properties in terms of Poisson's ratio and Young's modulus to ensure that only elastic deformations would occur in the material when in use. The geometric contours of the patient's skull were exported to a finite element analysis software to carry out the designs of the prosthetic parts and later simulation. A 3D prototype model was obtained in the CAD-CAM system for review and approval of the best prostheses design allowing direct visualization of the fit and function. The finite element analysis was critical for a successful surgery, as the first virtual design made indicated a possible mechanical failure. Simulation conditions were extrapolated as being a young adult with normal chewing. Also, the mechanical opening and closing was evaluated and it was possible to observe and display the replacement configuration and shaping of the prosthetic's body needed to achieve a more favorable positioning of the fixing screws, ensuring a better fixing and distribution of passive stresses to the bone and the prosthesis. In oral surgery, this is required to reconstruct lost or deformed complex anatomical structures and recover stomatognathic function, and it is important and necessary to carry out a virtual planning with the aid of finite element analysis, in order to provide greater safety and predictability of the functioning of the prosthetic part to be customized by the clinical team and for the patient.

Keywords: TMJ. Prosthetics. Finite element analysis. Stomatognathic system.

INTRODUCTION

The temporomandibular joints (TMJs) are the most used joints in the human body. When affected by some type of trauma or pathology, such a condition interferes with the patient's quality of life¹. Patients with TMJ pathology or trauma, who have the main complaint of restricted mouth opening, seek full or partial reconstruction of the TMJ as a possible solution to the problem. The indication of the reconstruction will depend upon the severity and functional impairment of the joint^{2,3}.

The surgical procedure for partial or total TMJ reconstruction has gained space in oral and maxillofacial surgery due to excellent clinical results presented by this technique^{4,5}. In a retrospective study, with a follow-up of approximately 18 months, researchers evaluated the functional performance of the joint after the installation of a complete TMJ prosthesis. It was observed that the pain threshold decreased and the oral opening achieved was satisfactory (39.5mm); in corrective cases of malocclusion, the Angle Class I was achieved, which confirmed that this type of prosthesis favors the functional performance of the stomatognathic system³.

The TMJ prostheses are available in the marketplace as individually prefabricated or customized designs, but the latter are usually reserved for more complex cases⁵. The technology of computer-aided design and computer-aided manufacturing (CAD-CAM) encompasses the recording of data, and processing through software control in a reduced period of time with satisfactory functional and adaptive conditions.

The current model available at the market offers manufacturing by addition, in which occurs the joining of materials in layers; and manufacturing by subtraction in which tools cut the materials to achieve the desired geometry, from 3D model data. Noteworthy, CAD / CAM systems used in Dentistry

perform manufacturing by subtraction of restorations pieces and dental infrastructures. Manufacturing by addition such as stereolithography, uses modeling by deposition of cast material, electron beam for selective molding, laser formation technique, and 3D printing technology. Such manufacturing is used for making surgical prototypes in resin, dental infrastructures and metal prostheses and pigmentation of prostheses and dental restorations⁶.

In addition to the type of manufacture, finite element analysis (FEA) adds to the surgical planning functional simulation of the prosthesis to be made. Using stress and strain distributions derived from mathematical equations and models it is possible to predict and shift solutions, which favors previous knowledge of the mechanical behavior of the modeled device⁷. Virtual surgical planning is a promising field and strategy for preoperative planning, improving surgical success and reducing postoperative problems that may arise⁸. FEA has been widely used in cases of major reconstructions of TMJ⁹.

The possibility of manufacturing a customized mandibular condyle with the help of the FE method opens new perspectives for TMJ reconstruction^{7,9-12}. Moreover, since the TMJ is a complex, sensitive and highly mobile joint, which functions bilaterally, detailed prior knowledge about its function in a certain cranial configuration is critical for precise clinical application and longevity of the prosthesis¹². The aim of this study was to present a case report of ankyloses of the TMJs in a pediatric patient, in whom the joints were rebuilt with totally customized prostheses, and with surgical planning supported by finite element analysis.

MATERIAL AND METHODS

Case Report

A 12-year-old female patient sought service was diagnosed with ankylosed temporomandibular joint in both joints. The complaint consisted of

the patient not presenting satisfactory minimum mouth opening, which when measured presented 4.9 mm (Figure 1). The patient also reported snoring and difficulty in eating, swallowing and speech. Previously, in 2008, 2010 and 2011, she had been subjected to various surgical procedures in an attempt to return her mouth opening capacity, without success. According to the clinical history reported, the lesion resulted from the use of gynecological forceps during birth. Clinical examination revealed that the patient presented bilateral ankyloses of the temporomandibular joints.

Imaging studies were performed (3D computed tomography) showing absence of the left jaw's posterior portion of the branch, wherein the condylar portion remained in the ankylosed articular fossa on the same side (Figure 2-B). The right jaw revealed a real ankylosis, total fusion between the mandibular branch and zygomatic bone, with no sign of the glenoid fossa (atypical anatomy compared to normal). (Figure 2-B). Polysomnographic examination showed severe Obstructive Sleep Apnea Syndrome (OSA) presenting 52 apneas per hour of sleep. Thus, it was diagnosed that there was a stoppage of mandibular development caused mainly by the previous surgical procedures. The mandibular development, i.e., the anteroposterior growth has its development center in the past condyles by the mandibular branches. Probably, after the condylar amputation and removal of the branch by a vertical osteotomy, this fact may have exacerbated a class II skeletal deformity.

Virtual planning by Finite Element Analysis

Pre-processing / 3D Modeling and Processing

The CT scan was sent in DICOM language, using SIEMENS NX 0.9 / (Magdeburg, Germany) software to obtain a three-dimensional finite element model (Renato Archer Information Technology Center, CTI, Campinas, São Paulo, Brazil). The areas of surgical interest were accurately assessed and used to simulate osteotomias and adaptation of the prosthetic part of the TMJ to be

customized for this patient in a life-size skull and jaw. The tomographic images were sent to the manufacturer of orthopedic implants (Engimlam, Rio Claro, Brazil), for development of the prostheses. (Until then, there were no reports in the Brazilian literature about performing an operation of this importance in a developing child). These images were modeled using NX software (SIMENS, Magdeburg, Germany) in a CAD system. The images of a solid with modeling of the skull, jaw and prostheses were also made virtually (Figure 3).

Table 1 shows the characteristics of each component of the model and Table 2 lists the properties of the materials used in these implants. Ten nodes-tetrahedral elements were used in all components (CTETRA (10). The model was fixed to prevent spontaneous rotation of the assembly, but was free in movement to simulate the opening and closing of the jaws in accordance with the conditions proposed in the literature⁷ (Figure 3). The condyles were also free to rotate. A load of 100 N was applied to simulate the masticatory force. The jaw opening and closing conditions were simulated (Figure 4). The analysis was non-linear and elastic, with the presence of perfectly glued bodies in contact (contact pairs were: plate x screw and screw x bone). The stability of the TMJ prosthesis was validated by finite element analysis.

Post-Processing

The equations created by data entered in the preprocessing stage were solved using the same computer program. After completion of these solutions, the results were plotted as color fringes displayed in the same program in a step defined as post-processing. This data was used to manufacture a prototype.

Physical planning / Prototyping

A bio-model prototype in polymer was manufactured at Renato Acher Institute of Technology (CTI- Campinas, São Paulo, Brazil), based on finite element analysis, to reproduce the real situation of the patient (Figure 5). The prototype was used to plan the surgical steps and test the implanted prostheses

(Figure 5-A and B) simulating function. Maximum opening and closure was carried out to estimate whether it would be possible to perform an approximate mouth opening of 35 mm (Figure 5-C).

Description of the Surgery

A surgical access was done on the keloids of the previous incisions. In order to preserve important structures such as vessels and nerves as much as possible, a piezo-electric surgery unit was used to perform osteotomy of the ankylotic mass on the left, and coronoid process and ankylosed condyle both on the right. Regularization of the stumps was performed with a pear-shaped drill (model Komet, Santo André, São Paulo, Brazil) and adaptation of the glenoid fossae was done with lindemann H166 (Komet, Santo André, São Paulo, Brazil). Seven 2.4mm lock-type system (Engimplam- Rio Claro – São Paulo, Brazil) fixing screws were positioned on the prosthesis on the left side and six screws on the right. A maxilla-mandibular block kept the patient in occlusion during surgery for an appropriate positioning of the branches in relation to the glenoid cavity prostheses. The positioning of the prostheses was performed in accordance with the virtual and physical planning. The parameters were checked with a surgical caliper before the final fixing of the screws and loosening of the maxilla-mandibular block. Then, verification of the mandibular opening and closing movements and facial asymmetries, and sutures were executed. The post-operative included antibiotic prophylactic therapy, anti-inflammatory and analgesic medication, as well as physical therapy.

RESULTS

The Finite Element Analysis showed that the maximum stress resulting from the biomechanical loads is below the limits of the yield strength of the implant material.

Figure 6 revealed an already predicted stress concentration in the screw region. The screws positioned at the extremities showed higher stresses than those in the middle. It was noted that the screws closest to the retro-molar trigone (patient's last posterior tooth) also presented higher stresses than other regions. The same kind of stress concentration was found in the condylar plates region; however, higher stresses were found in areas of abrupt changes of geometric design.

Finite elements analysis of the Von Mises showed a possible passivity means no stress, it is that you should use lower stress distribution. Between the bone and the prosthetic part (Figures 7) as shifts in both the bone region and the prosthetic part followed the same distribution pattern of displacements in the branch region of the prostheses. The displacement of the mandibular prosthesis and the condylar plate on the glenoid cavity, however, presented the condyle (Figures 7) and the front portion of the glenoid cavity as areas of increased fragility of the prosthesis (Figures 7 C and D). Figure 8 displays the von Mises stresses (MPa) in the screws showing no regions that could lead to sudden failure of the assembly, although there is stress concentration as already predicted. A better situation was observed on the right side (Figure 8) (Table 3).

A concentration of stresses in the region of the plate close below the screws was observed when the condylar plate and the mandibular fossa were evaluated together (Figure 8). When the screws were separated for stress analysis (Figure 8), stress focus was also verified with the highest being in the screw's indentations region and also the screw's neck on both sides, which was not observed for the lower screw which is located in the axial region of the prosthetic plate.

The results of the displacement of the condylar plate when evaluated together with the mandibular fossa reveals passivity between these structures, with very slight displacement.

DISCUSSION

Disclosure of case reports of TMJ reconstruction using surgical planning with the use of computational tools is of utmost importance for the clinician and the scientific community. Joint reconstruction is beneficial to recover masticatory function without increasing the contralateral joint load⁴.

The manufacture of customized TMJ prostheses using computer software promotes stability and fewer complications. Computational assistance enhances safety for the indication of TMJ prostheses⁵. FEA allows customization and accurate manufacturing of the implant. One of the advantages of this approach is that the physical model of the implant can be tested for stability before implantation, so the surgeon can plan and rehearse the surgery previously¹¹. This technology allowed the surgical team of this case report to work together with engineers and physicists of the company, avoiding potential mistakes as making an unsuitable anatomical part, anticipating the occurrence of possible failures, the stress concentration and deformation of the part. Some prosthetic designs were made to arrive at an acceptable design, which entailed the following requirements:

- a-** Passive fitting;
- b-** Homogeneous distribution of stress between the prosthetic part and bone of the patient;
- c-** Passivity during the simulation of maximum opening;
- d-** Making sure the condyle at maximum opening does not promote dislocation of the designed glenoid cavity;
- e-** Lack of gaps between the simulated part and the patient's bone in both the virtual and the physical model (bio-model / prosthetic part).

The geometry of the TMJ implant plays a decisive role in the structural integration and bone fixing screws, defining the necessary number of screws and fixing position in the jaw⁷. Studies show that stress distribution is affected

mainly by the number and distribution of the screws⁷, as there is interference in the stability of the prosthesis that affects stress distribution on cortical and cancellous bone¹⁰.

In the present case, there was an expected stress concentration in the screws regions in areas that have abrupt change in geometry. Also, stress concentration was expected in the area of the bone to which these screws are closely linked and also in the region of the condylar plates. It is known that such areas favor the stress concentration and, in this case, they could not be avoided since the prosthesis had to be fixed to the bone by means of screws. As pointed out in the results, it was noted that the screws closest to the last tooth of the patient presented higher stress along the screws at the extremity. This is due to the fact that these screws although receiving the same torque as the others, are surrounded by less surrounding tissue so that the stresses are relieved and distributed along the branch or bottom of the jaw. In addition, the region where they are located has a smaller bone width to support the torque load. The fact that this study revealed that there will be stress concentration and higher stress in the screws near the region of the last tooth of the patient, also assists in the planning phase, taking this into account for the decision of screw quantity and distribution.

Tensions were dominant in the condyle because of the condylar displacement introduced and this is due to the convex nature of the condyle. In the region of the mandibular fossa, the Von Mises stresses are driven by the high value of compressive loads, which exceed those of tensile.

In previous studies, it was possible to observe that the worse the bone quality the greater would be the loads transferred to the bone and the greater the micro-movement¹⁰. In this case report, as this is a young patient, the prognosis was favorable and both the 30-day post-operative and 9 months follow-up was satisfactory, without any movement of the prosthesis occurring. In addition, the

patient reported that she is fine and has satisfactory mouth opening for her functional needs. The geometrical configuration of the older prostheses, as well as the screw positioning, led to the concentration of common stresses at the mid-rear region of the parts, which could lead, depending on the masticatory force of the patient, to condylar fractures or loosening and macro-movement of the prosthetic part. Moreover, it could cause micro-movement followed by bone hypertrophy, as many of them could not be used in children. The configuration proposed here has a higher stress concentration in the mid-anterior region, however, in passivity with the stress distribution in the adjacent tissue. It is worth mentioning here that although we have found a favorable condition for this patient, the results here should be extrapolated with caution for patients with unilateral reconstruction, mouth opening asymmetry and also adult patients, because the biodynamic is different and the masticatory load may also vary. Nevertheless, the regions of stress concentration can be the same, but with different magnitudes. Furthermore, in this case there have not been simulations of lateral movement, which could also contribute to future studies.

Based on the proposed study, this type of prosthesis and planning is recommended for cases of ankylosis, as they have shown considerable predictability and reliability in reconstruction of the TMJ, giving the patient:

1. Immediate mandibular movement and access to physical therapy;
2. No need for secondary graft donor in the region and
3. Capacity to be customized.

The immediate ability of patients to undergo physical therapy is perhaps the biggest advantage of these prostheses. Patients are able to function immediately after implantation and thus the activity and passivity of the muscle allows better results and decreased joint stiffness. As there is no grafting in this surgical technique, complications at the donor site will not occur and the costs and the time of surgery will also be reduced. The customized prostheses have

better fitting and are best stabilized in the face, which allows a faster recovery time for the patient.

CONCLUSION

Virtual planning with the aid of finite elements is an important and necessary tool in oral surgery needed to reconstruct lost anatomical structures and regain stomatognathic function; this technique provides greater security and predictability for the functioning of the prosthetic part to be customized. According to the patient's report, she is eating better, because she can chew food, thus is gaining body mass and recovering from malnutrition, which was her previous state. The results of the mandibular opening and closure analysis (here disregarding lateral movements) allow the conclusion that it is possible to achieve an opening of 40 to 45 mm without dislocation of the prosthesis, which confirms the favorable prognosis and the positive post-operative 9 months later (Figure 9).

REFERENCES

1. Jirman R, Horak Z, Bouda T, Mazanek J, Reznicek J. Influence of the method of TM joint total replacement implantation on the loading of the joint on the opposite side. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2011;14(8):673-81.
2. Ingawalé S, Goswami T. Temporomandibular joint: disorders, treatments, and biomechanics. *Ann Biomed Eng.* 2009;37(5):976-96.
3. Mommers XA, Wajszczak L, Zwetyenga N. Functional results after temporomandibular joint reconstruction using a total joint prosthesis (part II). *Rev Stomatol Chir Maxillofac Chir Orale.* 2014;115(1):10-4.
4. You Y, Wu H. Distribution features of surface stress on the bilateral condyles of the unilateral mandible model for 3 kinds of surgeries of temporomandibular joint ankylosis. *Zhong Nan Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban.* 2011;36(3):258-64.
5. Zwetyenga N, Mommers XA, Cheynet F. Computer-assisted temporomandibular joint reconstruction. *Rev Stomatol Chir Maxillofac Chir Orale.* 2013 Aug 2. doi: 10.1016/j.revsto.2013.07.002.
6. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012;28(1):3-12.
7. Ramos A, Mesnard M, Relvas C, Completo A, Simões JA. Theoretical assessment of an intramedullary condylar component versus screw fixation for the condylar component of a hemiarthroplasty alloplastic TMJ replacement system. *J Craniomaxillofac Surg.* 2014;42(2):169-74.
8. Xiangdong QI, Limin MA, Shizhen Z. The influence of the closing and opening muscle groups of jaw condyle biomechanics after mandible bilateral sagittal split ramus osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg.* 2012;40(6):e159-64.
9. Chen J, Luo C, Zhang C, Zhang G, Qiu W, Zhang Z². Design and fabrication of the custom-made titanium condyle by selective laser melting technology. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2014;49(10):625-30.
10. Hsu JT, Huang HL, Tsai MT, Fuh LJ, Tu MG. Effect of screw fixation on temporomandibular joint condylar prosthesis. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;69(5):1320-8.
11. Deshmukh TR, Kuthe AM, Chaware SM, Bagaria V, Ingole DS. A novel rapid prototyping and finite element method-based development of the patient-specific temporomandibular joint implant. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2012;15(4):363-70.

12. Mahdian N, Dostálová T, Daněk J, Nedoma J, Kohout J, Hubáček M, Hliňáková P. 3D reconstruction of TMJ after resection of the cyst and the stress-strain analyses. *Comput Methods Programs Biomed.* 2013;110(3):279-89.
13. Ramos A, Completo A, Relvas C, Mesnard M, Simões JA. Straight, semi-anatomic and anatomic TMJ implants: the influence of condylar geometry and bone fixation screws.

FIGURES

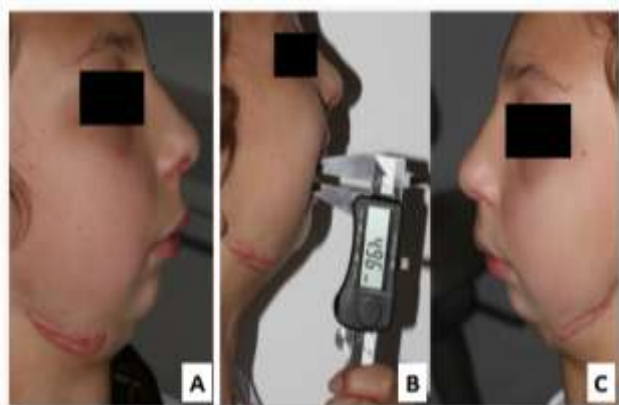


Figure 1: Patient initial right side profile (A), maximum mouth opening (B) and left side profile (C).

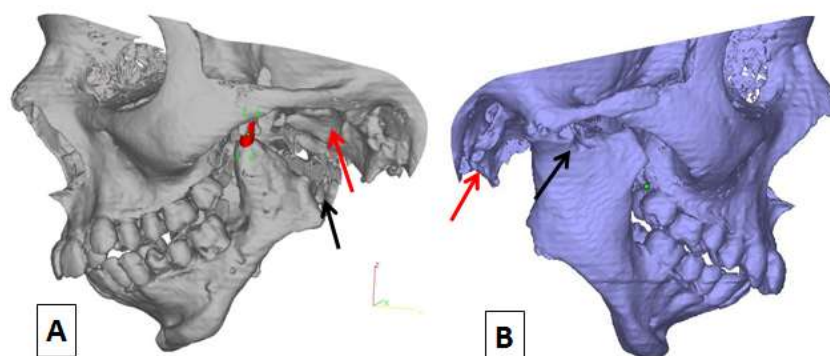


Figure 2: Acquisition of geometric and solid contours from CT slices: A- Ankylosed condyle in the glenoid fossa (red arrow) and absence of the posterior portion of the mandible branch (black arrow) left side; B- fusion between the mandibular branch and zygomatic bone (black arrow), with no sign of the glenoid fossa and totally typical anatomy (red arrow) right side.

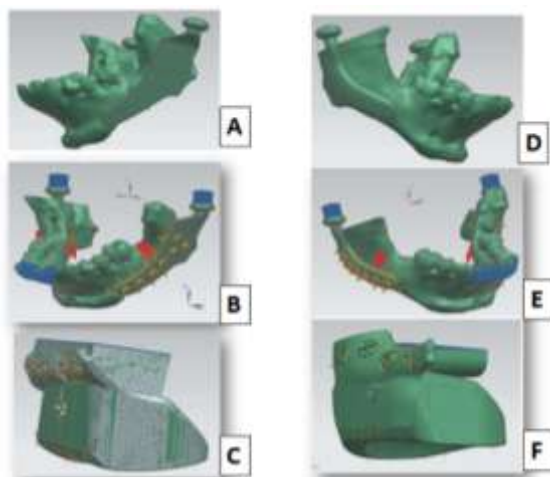


Figure 3: Discretization of the mandibular (A and D), prosthetic models (B and E) and condylar plate (C and F), left side and right side respectively, in according with literature¹³.

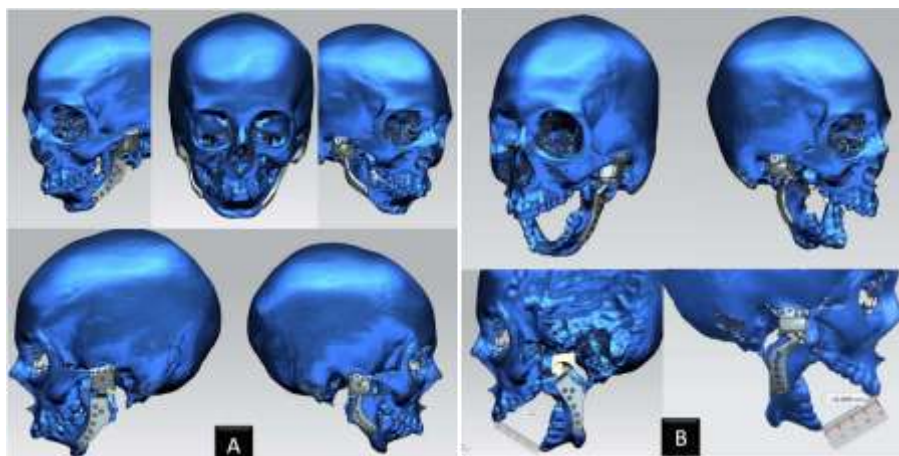


Figure 4: Computer simulation of the closing movement (A) and opening (B) of the mandible.

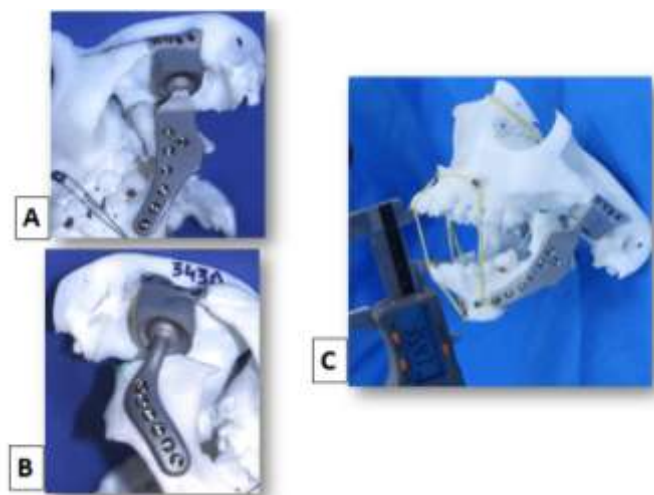


Figure 5: Prototyping of the mandible and prosthetic part (A - left side and B - right side), and simulation of maximum opening function (C).

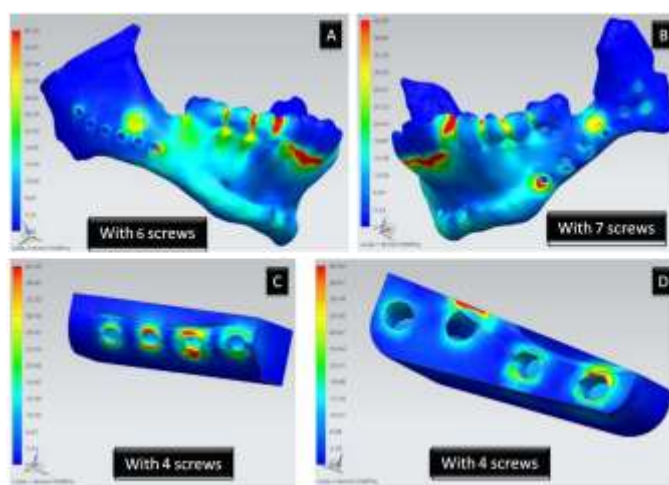


Figure 6: Maximum von Mises stress (MPa) on the right side of the mandible (A) and left side (B); the same for the condylar plates on the right side (C) and the left side (D).

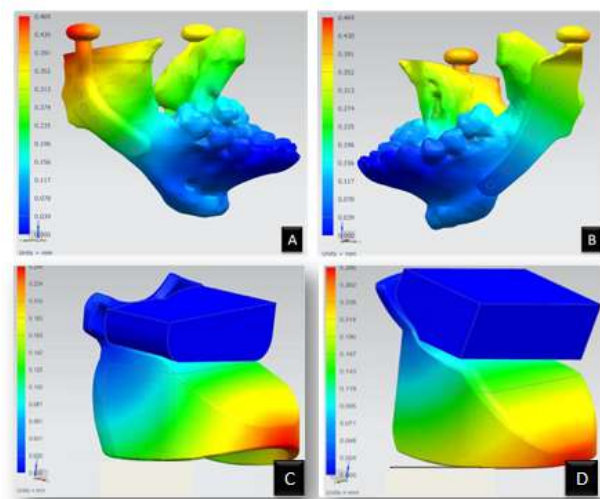


Figure 7: Maximum von Mises stress (MPa) on the right side of the mandible (A) and left side (B); the same for the condylar plates on the right side (C) and the left side (D).

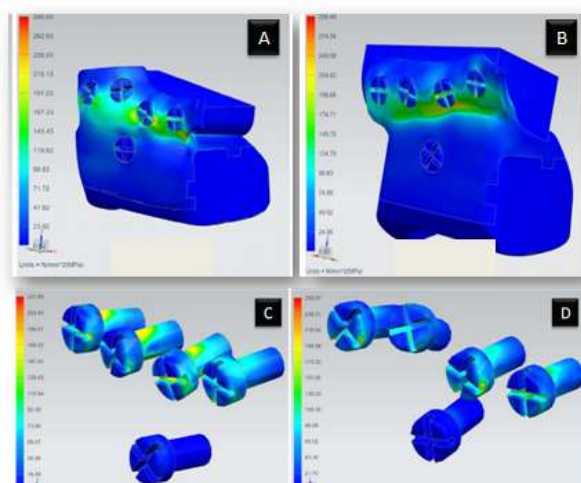


Figure 8: Maximum von Mises stress (MPa) in the condylar plate, the screws on the right side (A and C) and on the left side (B and D) of the mandible.



Figure 9: Panoramic X-Ray 30 days post-operatively.

TABLES

Table 1: Characteristics of the discretization of the models of the TMJ prostheses

Components	Number of Nodes
Right mandibular plate	21482
Left mandibular plate	42306
Right cranial plate	11778
Left cranial plate	14783
Right fossa	25282
Left fossa	27118
Head	14371
Screw 2.4	363
Screw 2.0	592

Table 2: Elastic properties of the materials used in the TMJ prostheses

Material	Young's modulus (GPa)	Poisson's ratio	Yield strength (MPa)
Titanium*	121	0.34	805
Polyethylene*	1	0.40	11.7
Bone**	14.7	0.30	-
Cr-Co***	220	0.30	850

*ASTM F136, Library NX9; **The according with literature¹³; *** ASTM F1537, Library NX9.

Table 3: Maximum von Mises stress (MPa) and maximum displacement (mm) of the different components of the TMJ prostheses.

Components of the TMJ Prostheses		Maximum von Mises Stress (MPa)	Maximum Displacement (mm)
Mandibular Prosthetic	Right	154.68	0.469
	Left	331.12	0.401
Condylar plate	Right	299.49	0.286
	Left	286.83	0.244

3 CONSIDERAÇÕES GERAIS

Em uma articulação natural normal, dificilmente ocorre desgaste. Isto porque existe o fluído sínovial e o tecido cartilaginoso que garantem lubrificação eficiente entre as superfícies articulares. Contudo, quando uma articulação perde sua estrutura e com isso, sua função, esta necessita ser substituída por um implante aloplástico ou prótese articular (Poliakov et al., 2004; Wolford, 2006).

Um dos aspectos mais importantes e que determinou a evolução das articulações artificiais totais foram as propriedades tribológicas de suas superfícies funcionais (Donnet, 1998; Robertson, 2002; Poliakov et al., 2004; Erdemir, Donnet, 2006; Trava-Airoldi et al., 2007; Radi et al., 2011).

Considerando as limitações que apresentam os biomateriais utilizados na fabricação de próteses articulares, a procura de um material que apresente as propriedades ideais (tribológicas, físicas químicas, mecânicas e que apresente biocompatibilidade), tem sido foco de pesquisa nos últimos anos. Tem-se buscado materiais de revestimento duros, com baixo coeficiente de atrito e de baixo desgaste que garantam o mínimo de toxicidade e apresentem boa interação na interface entre o biomaterial e o meio biológico (Allen et al., 2001; Wolford, 2006).

Ausência de modificação morfológica sobre os substratos a partir da deposição de um revestimento a plasma foram observados neste estudo e também de nanofilmes sobre zircônia (Kulunk et al., 2013; Druck et al., 2014). Modificação química da superfície foi observada em ambos os substratos após a deposição com DLC ou DLC-Ag e também se mostrou evidente em estudos com zircônia pela técnica do PVD (Queiroz et al., 2011; Queiroz et al., 2013) e implante dentário pela técnica PECVD (Lepesqueur et al., 2015). A modificação

de uma superfície a plasma promove a formação de um revestimento fino sobre o material que o diferencia quimicamente, mas sem lhe causar alterações topográficas (Choy, 2003).

Os valores de carga crítica mais elevados para o DLC-Ag em comparação ao DLC podem ser explicados devido à dopagem do revestimento com nanopartículas que podem diminuir o atrito, o aumentar a longevidade do substrato (Radi et al., 2011) e assim, consequentemente, elevar as propriedades mecânicas do revestimento (Lepesqueur et al., 2015). A redução do coeficiente de atrito e também explicar a ausência de diferença entre os valores de rugosidade superficial. A resistência ao desgaste e a proteção da superfície revestida pelo DLC justifica a menor área de danos causados nas amostras de polietileno com revestimento após a fadiga mecânica (Lepesqueur et al., 2015).

As características biológicas dos filmes de DLC, tais como biocompatibilidade, devido a sua composição de apenas carbono e hidrogênio, mostraram se compatíveis com células humanas (Lu et al., 1993; Allen et al., 2001; Trava-Airoldi et al., 2007); se fazem importantes visando sua aplicação como revestimento de novos instrumentos e implantes na engenharia biomédica (Holmberg et al., 2000; Trava-Airoldi et al., 2007), para aumentar a dureza de superfícies e diminuir o atrito entre os componentes de uma articulação protética (Robertson, 2002; Hauret et al., 2013; Cloutier et al., 2014).

Estudos prévios demonstraram que a incorporação de nano partículas tais como V, Ti, H, F, Ag na microestrutura tem como objetivo dar a capacidade bactericida ao revestimento (Papo et al., 2004; Marciano et al., 2009). Contudo, é importante que estas nanopartículas não interfiram na resposta celular frente ao revestimento. O resultado de citotoxicidade celular demonstrou a biocompatibilidade do revestimento com nanopartículas incorporadas. O menor número de viabilidade celular sobre o polietileno pode ser explicado, neste ensaio, devido à ausência do fato que não ter recebido o revestimento, assim

evidencia a importância do DLC para a biocompatibilidade. Talvez a ausência de diferença estatística na viabilidade celular entre os grupos com substrato de titânio se deve à semelhança entre os valores de rugosidade superficial. O ensaio de citotoxicidade é o primeiro passo para se avaliar a biocompatibilidade de um material (Van-Minnen et al., 2006), o qual apresentou resultados positivos e importantes para o avanço da pesquisa com DLC.

Os valores de viabilidade celular aumentaram com o tempo sugerindo adequada interação, entre as células. Apesar do polímero (UHWPE) ter apresentado a menor taxa de células, este substrato pode ser considerado biocompatível, uma vez que apresenta taxa de viabilidade celular maior que 70% quando comparado ao grupo controle (Ti6Al4V).

A hipótese nula a ser testada foi rejeitada. Novos estudos devem ser realizados em condições que se aproximem da condição clínica.

As primeiras articulações metal/metal não tiveram muito sucesso e, sofreram quase que completa erradicação após vários casos de falhas prematuras, devido aos altos torques de fricção produzidos durante a função. Na realidade, o intenso atrito na articulação metal/metal produz uma forma de desgaste adesivo bastante severo que literalmente “solda” as superfícies articulares (Bremond et al., 2003; Gispert et al., 2007). Por isto, foi introduzido na indústria das próteses articulares o UHMWPE, por apresentar baixo nível de atrito, mesmo em ambientes não lubrificados, já que atua como um lubrificante sólido (Poliakov et al., 2004).

Entretanto, problemas decorrentes do desgaste das superfícies articulares artificiais são uma das principais falhas das próteses articulares de quadril e joelho, nas quais, partículas de desgaste das mesmas, ocasionaram inúmeras perdas de próteses (Donnet, 1998; Lu et al., 1993; Gallo et al., 2013; Okasaki, 2014; Gustafson et al., 2014).

Além de partículas de desgaste do UHMWPE, partículas de superfícies metálicas e íons podem ser gerados por corrosão, e estes após estimulação repetidas, poderão iniciar uma resposta de corpo estranho, metalose e osteólise (Hallab et al., 2002; Morais et al., 2007; Kanatas et al., 2012; Gustafson et al., 2014). Além disso, relatos de alergia ou hipersensibilidade aos metais, em especial ao Ni, Co, Cr, Al e V, têm ocasionado dor crônica, edema e sinais e sintomas de dermatites (Sicilia et al., 2008; Krecisz et al., 2012; Guo et al., 2013). Por outro lado, existem relatos dizendo que o Ti também causa reações de hipersensibilidade, podendo inibir a osteogênese (Rack, Qazi, 2006; Morais et al., 2007).

Estes tipos de problemas não eram causas de insucesso das próteses articulares, mas hoje, se sabe que a hipersensibilidade aos metais é um fenômeno bem estabelecido e pode provocar a perda da prótese (Cramer et al., 1997; Vijayaraghavan et al., 2012; Amini et al., 2014).

Somado às falhas que têm sido descritas em relação ao desgaste e corrosão de superfícies articulares aloplásticas, também a biocompatibilidade e integração destes biomateriais aloplásticos têm sido motivo de pesquisas (Marino et al., 2001; Gallo et al., 2013; Okasaki, 2014). O paradigma da biocompatibilidade envolve, embora distintas, mas potencialmente correlacionadas, respostas das duas fases do complexo, biomaterial-tecido e a interface do fenômeno que entra em ação quando se dá o contato.

O recobrimento com filmes de DLC parece ser promissor para serem aplicados como recobrimento de superfícies funcionais que deslizam entre si, já que estes apresentam elevada resistência ao desgaste abrasivo *in vivo*, podendo evitar a libertação de íons metálicos e detritos de desgaste provenientes tanto do metal quanto do UHMWPE (Roy et al., 2010; Cloutier et al., 2014; Okasaki, 2014).

Um dos objetivos deste estudo foi avaliar *in vivo* as características estruturais de amostras revestidas por filmes de DLC e DLC-Ag, depositados no substrato Ti-6Al-4V pelo sistema PECVD, na procura de um filme protetor para ser aplicado como recobrimento de superfícies de próteses articulares e melhorar assim suas propriedades tribológicas.

Estudos anteriores analisaram estes filmes de DLC em próteses articulares em outros materiais de uso biomédico, os quais foram aplicados em substratos e sistemas de deposição diferentes, a maioria mostrando bons resultados (Allen et al., 2001; Papo et al., 2004; Marciano et al., 2009; Roy et al., 2010; Li et al., 2011; Love et al., 2013; Okasaki, 2014), enquanto outros têm relatado resultados desfavoráveis sugerindo a procura de um filme de revestimento que apresente as propriedades ideais para serem utilizadas em próteses articulares (Thorwarth et al., 2010, Hauert et al., 2012, 2013; Cloutier et al., 2014).

Um das falhas encontradas por Hauert et al. (2012), em pacientes que usaram próteses de quadril com filme de DLC foi uma taxa de sobrevivência das próteses de 54% em 8,5 anos de uso. Após remoção e análise destas próteses, por causarem osteólise e pigmentação negra da membrana sinovial de articulações de quadril, foi observada a formação de numerosas fossas e a delaminação dos revestimentos de DLC ocasionando desgaste excessivo da contraparte UHMWPE (Hauert et al., 2012).

As falhas descritas acima em relação aos filmes de DLC podem ser devidas a uma alteração químico- estrutural, ao estresse do filme ou a falta de adesão ao substrato (Cheng, Zheng, 2006; Choi et al., 2007; Anandan et al., 2014).

Uma das formas de avaliar a qualidade dos filmes de DLC é a partir da análise *Scratchin test* e ciclagem mecânica, como foi feito neste estudo. Esta técnica fornece informações sobre a estrutura de materiais como o DLC e é

bastante utilizada por ser relativamente simples, dando resultado da força utilizada para delaminação ou arrançamento do filme DLC do substrato estudado (Bonetti, 2008).

Somadas as propriedades das nanopartículas metálicas neste estudo (Ag) aos filmes sólidos de carbono, novas propriedades que estão além dos componentes individuais são produzidas, fornecendo assim, melhor resistência à corrosão e menor estresse, dando ao filme maior resistência (Kwok et al., 2007; Marciano et al., 2009; Liu et al., 2015; Anandan et al., 2014).

Outra falha descrita em relação às próteses aloplásticas é a infecção bacteriana, a qual tem ocasionado maior risco de perda de próteses articulares da ATM (Mercuri, 2000; Wolford et al., 2010). Isto foi observado em pacientes com artrites reumatóide, osteopenia, fumantes, rinite alérgica, permanência em UTI recorrente, entre outras, podendo estas situações estarem ou não associada à infecção no local da prótese (Mercuri, 2000; Wolford et al., 2010).

O filme DLC pode ser aplicado em duas situações: primeiro, para substituir articulações pequenas ou grandes, as quais podem ser iguais ou totalmente diferentes, por este apresentar propriedades tribológicas ideais; e em segundo lugar, em implantes feitos de materiais que podem causar uma resposta negativa ao organismo (por exemplo, ligas contendo níquel, cobalto, cromo, alumínio, vanádio, etc.). Neste último caso, o filme de DLC, funcionaria como uma camada ou barreira bio-inerte, capaz de eliminar o processo de corrosão adverso, associado com a libertação de produtos solúveis de corrosão no organismo (Cheng, Zheng, 2006; Joska et al., 2014).

Os filmes semelhantes aos utilizados nesse estudo foram anteriormente estudados quanto a sua aderência e resistência a corrosão em um trabalho prévio, e observou-se que estes apresentaram alta aderência, bem como, eficiência protetiva (Radi et al., 2011).

Segundo descreve Lau et al. (2001), Betts et al. (2005) e Hussain e Pal (2007) outra das propriedades que os filmes de DLC apresentam é o efeito bactericida e as nanopartículas de prata dopadas no filme DLC potencializam esse efeito, sendo estas efetivas contra *Staphylococcus aureus* e *Echerichia coli* (Bell, Myrick, 2001; Marciano et al., 2009; Cloutier et al., 2014; Liu et al., 2015; Gayathri et al., 2015). Esta propriedade é de suma importância em materiais que serão implementados para aplicações biomédicas, em especial, para serem usados com implantes.

O revestimento de carbono tipo diamante modificou positivamente as propriedades químicas, mecânicas e biológicas das amostras de liga de titânio (Ti64V) e polietileno (UHWPE).

Cirurgias orais em que se necessita reconstruir estruturas anatômicas perdidas e recuperar a função estomatognática, se faz importante e necessária a realização de um planejamento virtual com auxílio da análise de elementos finitos, a fim de proporcionar maior segurança e previsibilidade da ação da peça protética a ser customizada.

De acordo com o relato da paciente, a mesma alimenta-se melhor, pois consegue mastigar os alimentos, assim houve ganho de massa corpórea e recuperação da desnutrição na qual se encontrava anteriormente. Os resultados da análise de abertura e fechamento mandibular (aqui desconsiderando os movimentos de lateralidade) permite a conclusão de que é possível uma abertura de 40 a 45 mm sem que haja luxação das próteses, o que confirma o prognóstico favorável e o resultado positivo do pós-operatório atual de nove (9) meses.

Os resultados deste trabalho nos trazem a seguinte reflexão:

- a) é de primordial importância o profissional clínico, principalmente cirurgiões ortopédicos e bucomaxilo faciais, se interessarem cada vez mais das ferramentas de análise de elementos finitos para confecção

de próteses customizadas para seus pacientes. O entendimento dos resultados dados por esta ferramenta está ligado intrinsecamente ao seu sucesso clínico, dando previsibilidade em função;

- b) o filme de DLC referido neste trabalho se mostrou promissor quanto a sua adesão e atuou também como isolante elétrico, mostrou melhor biocompatibilidade a liga de titânio. As amostras de UHWPE apresentaram, visualmente, menor desgaste do que o grupo controle, ou seja, sem recobrimento após ciclagem mecânica, o que nos indica que sua função de lubrificante sólido é verdadeira, podendo talvez aumentar a longevidade da peça protética pela diminuição do seu desgaste.

Trabalhos futuros podem e devem ser realizados, elevando esta tecnologia para bancada dos laboratórios realizar simulações mais realistas de formas anatômicas a fim de concluir mais fielmente a realidade clínica e, talvez com participação da indústria, seja possível levar esta tecnologia ao produto final, beneficiando pacientes que necessitam destes tipos de tratamento.

4 REFERÊNCIAS*

Allen M, Myer B, Rushton N. In vitro and in vivo investigations into the biocompatibility of diamond-like carbon (DLC) coatings for orthopedic applications. *J Biomed Mater Res*. 2001 May 1;58(3):319-28.

Amini M, Mayes WH, Tzeng A, Tzeng TH, Saleh KJ, Mihalko WM. Evaluation and management of metal hypersensitivity in total joint arthroplasty: a systematic review. *J Long Term Eff Med Implants*. 2014;24(1):25-36.

Anandan C, Mohan L, Dilli Babu P. Electrochemical studies and growth of apatite on molybdenum doped DLC coatings on titanium alloy β -21S. *App Surf Sci*. 2014 Jan;296:86–94.

Bell WC, Myrick ML. Preparation and characterization of nanoscale silver colloids by two novel synthetic routes. *J Colloid Interface Sci*. 2001;242(2):300-5.

Betts AJ, Dowling DP, Mcconnell ML, Pope C. The influence of the platinum on the performance of silver–platinum anti-bacterial coatings. *Mater Desing*. 2005;26(3):217-22.

Bonetti LF. Otimização das propriedades mecânicas e tribológicas de filmes de DLC crescidos sobre substratos metálicos objetivando aplicações espaciais e industriais [tese]. São José dos Campos (SP): Instituto Tecnológico de Aeronáutica - ITA; 2008.

Bradberry S, Wilkinson JM, Ferner RE. Systemic toxicity related to metal hip prostheses. *Clin Toxicol (Phila)*. 2014 Sep-Oct;52(8):837-47. doi: 10.3109/15563650.2014.944977.

Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 20 ago 2013; acesso em 25 out 2014]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Bremond F, Fournier P, Platon F. Test temperature effect on the tribological behavior of DLC-coated 100C6-steel couples in dry friction. *Wear*. 2003;254(7-8):774–83.

Cheng Y, Zheng YF. The corrosion behavior and hemocompatibility of TiNi alloys coated with DLC by plasma based ion implantation. *Surf Coat Tech* 2006; 200(14-15):4543-8.

Choi HW, Choi JH, Lee KR, Ahn JP, Oh KH. Structure and mechanical properties of Ag-incorporated DLC films prepared by a hybrid ion beam deposition system. *Thin Solid Films*. 2007;516(2-4):248–51. doi:10.1016/j.tsf.2007.06.154

Choung EW, Yang F. Slipped capital femoral epiphysis in an obese teenager. *Phys Sportsmed*. 2003;31(7): 39-45. doi: 10.3810/psm.2003.07.437.

Choy KL. Chemical vapour deposition of coatings. *Prog Mater Sci*. 2003;48(2):57–170. doi: 10.1016/S0079-6425(01)00009-3

Cloutier M, Harnagea C, Hale P, Seddiki O, Rosei F, Mantovan D. Long-term stability of hydrogenated DLC coatings: Effects of aging on the structural, chemical and mechanical properties. *Diam Relat Mater*. 2014 Sep;48:65–72. doi: 10.1016/j.diamond.2014.07.002

Cramer SC, Nelles G, Schaechter JD, Kaplan JD, Finklestein SP. Computerized measurement of motor performance after stroke. *Stroke*. 1997 Nov;28(11):2162-8.

Detamore MS, Athanasiou KA. Structure and function of the temporomandibular joint disc: implications for tissue engineering. *J Oral Maxillofac Surg*. 2003 Apr;61(4):494-506. Review.

Donnet C. Recent progress on the tribology of doped diamond-like and carbon alloy coatings: a review. *Surf Coat Tech*. 1998;100(101):180-6.

Druck CC, Pozzobon JL, Callegari GL, Dorneles LS, Valandro LF. Adhesion to Y-TZP ceramic: study of silica nanofilm coating on the surface of Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2014 Jan;103(1):143-50. doi: 10.1002/jbm.b.33184.

Dworkin SF, LeResche L. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. *J Craniomandib Disord*. 1992 Fall;6(4):301-55.

Ebramzadeh E, Campbell PA, Takamura KM, Lu Z, Sangiorgio SN, Kalma JJ, et al. Failure modes of 433 metal-on-metal hip implants: how, why, and wear. *Orthop Clin North Am*. 2011 Apr;42(2):241-50, ix. doi: 10.1016/j.ocl.2011.01.001.

Emmanuel R, Palanisamy S, Chen SM, Chelladurai K, Padmavathy S, Saravanan M, et al. Antimicrobial efficacy of green synthesized drug blended silver nanoparticles against dental caries and periodontal disease causing microorganisms. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2015 Nov 1;56:374-9. doi: 10.1016/j.msec.2015.06.033.

Erdemir A, Donnet C. Tribology of diamond-like carbon films: recent progress and future prospects; *J Phys D Appl Phys*. 2006;39(18): R311–27.

Gallo J, Goodman SB, Konttinen YT, Wimmer MA, Holinka M. Osteolysis around total knee arthroplasty: a review of pathogenetic mechanisms. *Acta Biomater*. 2013 Sep;9(9):8046-58.

Gayathri S, Kumar N, Krishnan R, Ravindran TR, Amirthapandian S, Dash S, et al. Influence of transition metal doping on the tribological properties of pulsed laser deposited DLC films. *Ceram Int*. 2015;41(1 Part B): 1797-805.

Gispert MP, Serro AP, Colaço R, Botelho do Rego AM, Alves E, da Silva RC, et al. Tribological behaviour of Cl-implanted TiN coatings for biomedical applications. *Wear*. 2007;262 (11-12):1337-45.doi 10.1016/j.wear.2007.0107

Guarda-Nardini L, Manfredini D, Ferronato G. Temporomandibular joint total replacement prosthesis: current knowledge and considerations for the future. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008 Feb;37 (2):103-10.

Guo Y, Chen D, Cheng M, Lu W, Wang L, Zhang X. The bone tissue compatibility of a new Ti35Nb2Ta3Zr alloy with a low Young's modulus. *Int J Mol Med*. 2013 Mar;31(3):689-97.doi 10.3892/ijmn.2013.1249.

Gustafson K, Jakobsen SS, Lorenzen ND, Thyssen JP, Johansen JD, Bonefeld CM, et al. Metal release and metal allergy after total hip replacement with

resurfacing versus conventional hybrid prosthesis. *Acta Orthop.* 2014 Aug;85(4):348-54. doi 10.3109/17453674.2014.922730.

Hallab NJ, Vermes C, Messina C, Roebuck KA, Glant TT, Jacobs JJ. Concentration- and composition-dependent effects of metal ions on human MG-63 osteoblasts. *J Biomed Mater Res.* 2002 Jan;60(3):420-33.

Hauert R, Thorwarth GP, Müller U, Falub CV, Thorwartha K, Joyce TJ, et al. Analysis of the in-vivo failure of the adhesive interlayer for a DLC coated articulating metatarsophalangeal joint. *Diam Relat Mater.* 2012 May;25:34–39.

Hauert R, Thorwarth K, Thorwarth G. An overview on diamond-like carbon coatings in medical applications. *Surf Coat Tech.* 2013 Oct 25;233:119-30. doi: 10.1016/j.surfcoat.2013.04.015.

Holmberg K, Ronkainen H, Matthews A. Tribology of thin coatings. *Ceram Int.* 2000 Jul;26(7):787-95. doi: 10.1016/S0272-8842(00)00015-8.

Hussain S, Pal AK. Synthesis of composite films of mixed Ag–Cunanocrystallites embedded in DLC matrix and associated surface plasmon properties. *Appl Surf Sci.* 2007;253: 3649-57.

Joska L, Fojt J, Cvrcek L, Brezina V. Properties of titanium-alloyed DLC layers for medical applications. *Biomater.* 2014;4. pii: e29505. doi: 10.4161/biom.29505

Kanatas AN, Needs C, Smith AB, Moran A, Jenkins G, Worrall SF. Short-term outcomes using the Christensen patient-specific temporomandibular joint implant system: a prospective study. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2012 Mar;50(2):149–53. doi:10.1016./j.bjms>011.01.020

Krecisz B, Kieć-Świerczyńska M, Chomiczewska-Skóra D. Allergy to orthopedic metal implants: prospective study. *Int Occup Med Environ Health.* 2012;25(4):463–9. doi: 10.2478/513382.012.0029.3

Külünk T, Külünk S, Baba S, Oztürk O, Danişman S, Savaş S. The effect of alumina and aluminium nitride coating by reactive magnetron sputtering on the resin bond strength to zirconia core. *J Adv Prosthodont.* 2013 Nov;5(4):382-7. doi: 10.4047/jap.2013.5.4.382.

Kwok SCH, Zhang W, Wan GJ, Mckenzie DR, Bilek MMM, Chu PK. Hemocompatibility and anti-bacterial properties of silver doped diamond-like carbon prepared by pulsed filtered cathodic vacuum arc deposition. *Diam Relat Mater*. 2007;16:1353-60.

Latysh V, Krallics GY, Alexandrov I, Fodor A. Application of bulk nanostructured materials in medicine. *Appl Phys*. 2006 Feb;6(2):262-6. doi: 10.1016/j.cap.2005.07.053

Lau SP, Li YJ, Tay BK, Sun Z, Chen GY, Chen JS, et al. Field emission from metal-containing amorphous carbon composite films. *Diam Relat Mater*. 2001 Sep-Oct;10(9-10):1727-31. doi: 10.1016/S0925-9635(01)00403-4

Lepesqueur LS, de Figueiredo VM, Ferreira LL, Sobrinho AS, Massi M, Bottino MA, et al. Coating dental implant abutment screws with diamond-like carbon doped with diamond: the effect on maintaining torque after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 Nov-Dec;30(6):1310-6. doi: 10.11607/jomi.3933.

Li Q, Xia YY, Tang JC, Wang RY, Bei CY, Zeng Y. In vitro and in vivo biocompatibility investigation of diamond-like carbon coated nickel-titanium shape memory alloy. *Artif Cells Blood Substit Immobil Biotechnol*. 2011 Jun;39(3):137-42. doi: 10.3109/10731199.2010.502880.

Lindenmeyer A1, Sutcliffe P, Eghtessad M, Goulden R, Speculand B, Harris M. Oral and maxillofacial surgery and chronic painful temporomandibular disorders: a systematic review. *J Oral Maxillofac Surg*. 2010 Nov;68(11):2755-64. doi: 10.1016/j.joms.2010.05.056.

Liu YK, Ye J, Han QL, Tao R, Liu F, Wang W. Toxicity and bioactivity of cobalt nanoparticles on the monocytes. *Orthop Surg*. 2015 May;7(2):168-73. doi: 10.1111/os.12180.

Love CA, Cook RB, Harvey TJ, Dearnley PA, Wood RJK. Diamond like carbon coatings for potential application in biological implants: a review. *Tribol Int*. 2013 Jul;63: 141-50. doi: 10.1016/j.triboint.2012.09.006.

Lu L, Jones MW, Wu RL. Diamond-like carbon as biological compatible material for cell culture and medical application. *Biomed Mater Eng*. 1993 Winter;3(4):223-8.

Marciano FR, Bonetti LF, Santos LV, Da-Silva NS, Corat EJ, Trava-Airoldi JV. Antibacterial activity of DLC and Ag–DLC films produced by PECVD technique. *Diam Relat Mater.* 2009 May-Aug;18(5-8):1010-4. doi: 10.1016/j.diamond.2009.02.014.

Marino CE, Oliveira EM, Rocha-Filho RC, Biaggio SR. On the stability of thin-anodic-oxide films of titanium in acid phosphoric media. *Corrosion science.* 2001;43(8):1465–76.

Mercuri LG. TMJ Concepts patient fitted total temporomandibular joint reconstruction prosthesis. *Oral Maxillofac Clin North Am.* 2000; 12(1):73–91.

Mercuri LG, Anspach WE 3rd. Principles for the revision of total alloplastic TMJ prostheses. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2003 Aug;32(4):353-9.

Mercuri LG. Total temporomandibular joint replacement translational research and future technology. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015 Oct;44(1): e11

Morais LS, Serra GG, Muller CA, Palermo EFA, Andrade LR, Meyers MA, et al. Liberação in vivo de íons metálicos por mini-implantes ortodônticos de Ti-6Al-4V. *Matéria (Rio J.).* 2007;12(2):290-7.

Movahed R, Mercuri LG. Management of temporomandibular joint ankylosis. *Oral Maxillofacial Surg Clin North Am.* 2015 Feb;27(1):27-35. doi: 10.1016/j.coms.2014.09.003.

Okasaki Y. Effect of head size on wear properties of metabearings of hip prostheses and comparison with wear properties of metal on-polyethylene bearings using hip simulator. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014 Mar;31:152-63. doi: 10.1016/j.jmbbm.2013.10.021.

Papo MJ, Catledge SA, Vohra YK, Machado C. Mechanical wear behavior of nanocrystalline and multilayer diamond coatings on temporomandibular joint implants. *J Mater Sci Mater Med.* 2004 Jul;15(7):773-7.

Poliakov VP, Siqueira CJ, Veiga W, Hümmengen IA, Lepienski CM, Kirpilenko GG, et al. Physical and tribological properties of hard amorphous DLC films deposited on different substrates. *Diam Relat Mater.* 2004 Apr-Aug;13(4-8):1511-5.

Queiroz JR, Duarte DA, Souza ROA, Fissmer SF, Massi M, Bottino MA. Deposition of SiOx thin films by reactive magnetron sputtering: influence of plasma parameters on the adhesion properties between Y-TZP and resin cement for application in dental prosthesis. *Mater Res*. 2011;14(2): 212-6. doi: 10.1590/S1516-14392011005000032.

Queiroz JR, Fissmer SF, Koga-Ito CY, Salvia AC, Massi M, Sobrinho AS, et al. Effect of diamond-like carbon thin film coated acrylic resin on candida albicans biofilm formation. *J Prosthodont*. 2013 Aug;22(6):451-5. doi: 10.1111/jopr.12029.

Queiroz JR, Nogueira Junior L, Massi M, Silva AM, Bottino MA, Sobrinho ASS, et al. Si-based thin film coating on Y-TZP: Influence of deposition parameters on adhesion of resin cement. *Appl Surf Sci*. 2013 Oct 1;282:245–52.

Rack HJ, Qazi J. Titanium alloys for biomedical applications. *Mater Sci Eng C*. 2006;26(8):1269-77.

Radi PA, Marciano FR, Lima-Oliveira DA, Santos LV, Corata EJ, Trava-Airoldi VJ. Influence of crystalline diamond nanoparticles on diamond-like carbon friction behavior. *Appl Surf Sci*. 2011 Jun 15;257:7387–93. doi: 10.1016/j.apsusc.2011.02.034

Robertson J. Diamond-like amorphous carbon. *Mater Sci Eng R*. 2002 May 24;37(4-6):129-281. doi: 10.1016/S0927-796X(02)00005-0.

Roy ME, Whiteside LA, Xu J, Katerberg BJ. Diamond-like carbon coatings enhance the hardness and resilience of bearing surfaces for use in joint arthroplasty. *Acta Biomater*. 2010 Apr;6(4):1619-24. doi: 10.1016/j.actbio.2009.10.037.

Roychoudhury A, Parkash H, Trikha A. Functional restoration by gap arthroplasty in temporomandibular joint ankylosis: a report of 50 cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1999 Feb;87(2):166-9.

Royhman D, Radhakrishnan R, Yuan JC, Mathew MT, Mercuri LG, Sukotjo C. An electrochemical investigation of TMJ implant metal alloys in an artificial joint fluid environment: the influence of pH variation. *J Craniomaxillofac Surg*. 2014 Oct;42(7):1052-61. doi: 10.1016/j.jcms.2014.01.029.

Sicilia A, Cuesta S, Coma G, Arregui I, Guisasola C, Ruiz E, et al. Titanium allergy in dental implant patients: a clinical study on 1500 consecutive patients. *Clin Oral Implants Res.* 2008 Aug;19(8):823–35.

Stegenga B, de Bont LG, Boering G, van Willigen JD. Tissue responses to degenerative changes in the temporomandibular joint: a review. *J Oral Maxillofac Surg.* 1991 Oct;49(10):1079-88.

Suvinen TI, Reade PC, Hanes KR, Kononen M, Kemppainen P. Temporomandibular disorder subtypes according to self-reported physical and psychosocial variables in female patients: a re-evaluation. *J Oral Rehabil.* 2005 Mar;32(3):166-73.

Thorwarth G, Falub CV, Müller U, Weisse B, Voisard C, et al. Tribological behavior of DLC-coated articulating joint implants. *Acta Biomater.* 2010;6(6):2335-41.

Trava-Airoldi VJ, Santos LV, Bonetti LF, Capote G, Radi PA, Corat EJ. Tribological and mechanical properties of DLC film obtained on metal surface by enhanced and low-cost pulsed DC discharge. *Int Surf Sci Eng.* 2007 Dec;1(4):417-27. doi: 10.1504/IJSURFSE.2007.016693.

Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2014 Sep-Dec;4(3):200–3. doi: 10.1016/j.jobcr.2014.11.008

Van-Minnen B, Stegenga B, Van Leeuwen MB, Van Kooten TG, Bos RR. A long-term in vitro biocompatibility study of a biodegradable polyurethane and its degradation products. *J Biomed Mater Res A.* 2006 Feb;76(2):377-85.

Vijayaraghavan V, Sabane AV, Tejas K.. Hypersensitivity to titanium: a less explored area of research. *J Indian Prosthodont Soc.* 2012 Dec;12(4):201–7.

Warren MP, Fried JL. Temporomandibular disorders and hormones in women. *Cells Tissues Organs.* 2001;169(3):187-92. Review.

Wolford LM. Factors to consider in joint prosthesis systems. *Proc (Bayl Univ Med Cent).* 2006 Jul;19(3):232-8.

Wolford LM, Dingwerth DJ, Talwar RM, Pitta MC. Comparison of 2 temporomandibular joint total joint prosthesis systems. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003 Jun;61(6):685-90; [discussion 690]

Wolford LM, Rodrigues DB, McPhillips A. Management of the infected temporomandibular joint total joint prosthesis. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010 Nov;68(11):2810-23.

Zhao-Hui L, Eou-Sik C, Kwon SJ. Molybdenum thin film deposited by in-line DC magnetron sputtering as a back contact for Cu (In,Ga)Se₂ solar cells. *Appl Surf Sci.* 2011 Sep 1;257(22):9682-8. doi: 10.1016/j.apsusc.2011.06.101.

ANEXO A – Termo de consentimento livre e esclarecido

Orientações para a obtenção do Consentimento Informado para adultos e pais/responsáveis de crianças/adolescentes participantes de pesquisa e para a redação do TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Informações iniciais aos pesquisadores:

- a) O consentimento livre e esclarecido é a anuência do participante da pesquisa e/ou seu representante legal. Ele não deve conter fraudes, erros (inclusive os de português) ou simulações e deve ser livre de relações de dependência, subordinação ou intimidação.
- b) Com a obtenção do consentimento livre e esclarecido o pesquisador demonstra seu respeito pela dignidade dos indivíduos participantes da pesquisa.
- c) Inicialmente o pesquisador deve buscar o momento, a condição e o local mais adequado para que o convite para participar e os esclarecimentos sejam feitos, respeitando as peculiaridades individuais e sua privacidade.
- d) Conceder tempo adequado para o convidado poder refletir sobre sua participação ou não e consultar outros familiares se necessário.
- e) O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) é o documento pelo qual é explicitado o consentimento livre e esclarecido do participante e/ou seu representante legal. Ele deve ser obtido após esclarecimento completo e pormenorizado sobre a natureza da pesquisa, a justificativa para sua realização, seus objetivos, métodos, benefícios previstos, potenciais riscos e possíveis incômodos que possa acarretar.
- f) Este documento deve ser redigido de forma clara e acessível e que ser compreendido pelo participante. Evitar termos técnicos, respeitando a cultura e a condição socioeconômica do indivíduo. Deve ser o mais elucidativo possível sem ser demasiado longo.
- g) Não deve conter timbre ou qualquer logomarca, deve ser apresentado em duas vias (uma a ser entregue ao participante ou seu responsável e outra que ficará com o pesquisador) e, se em diversas páginas, todas devem ser rubricadas e a última assinada pelo participante e pelo pesquisador.
- h) O TCLE deve ser elaborado em duas vias, rubricadas em todas as suas páginas e assinadas, ao seu término, pelo convidado a participar da pesquisa, ou por seu representante legal, assim como pelo pesquisador responsável, ou pela (s) pessoa (s) por ele delegada (s), devendo as páginas de assinaturas estar na mesma folha.
- i) No caso da pesquisa ser realizada em crianças e/ou adolescentes é necessária a elaboração do Termo de assentimento livre e esclarecido – esclarecendo, em linguagem compatível com a compreensão do participante, a natureza da pesquisa, seus objetivos, métodos, benefícios previstos, potenciais riscos e o incômodo que esta possa lhes acarretar, respeitados em suas singularidades;

O TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO deve obrigatoriamente conter:

1. Título do Trabalho: DESENVOLVIMENTO E PLANEJAMENTO VIRTUAL POR ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS EM PROTESE TOTAL DE ATM'S REALTO DE CASO CLINICO.
- 2.
3. Para que a pesquisa está sendo feita (tese: NIVEL DOUTORADO).
4. A seguinte recomendação:

Senhores Pais:

Por Favor, leiam atentamente as instruções abaixo antes de decidir com seu (sua) filho (a) se ele (a) deseja participar do estudo e se o Senhor (a) concorda com que ele (a)



Alexsandro de Moura
Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Facial
DDS, MS, PhD
CROSP 88189

participe do presente estudo. Se possível, discuta esse assunto com seu (sua) filho (a) para que seja uma decisão em conjunto.

5. A justificativa: por que a pesquisa está sendo proposta e seus objetivos.
6. Os procedimentos que serão utilizados na pesquisa, com o detalhamento dos métodos a serem utilizados, se haverá coleta de dados de prontuário, coleta de sangue ou outros exames, número de retornos ao centro de pesquisa que estão previstos, etc. Informar a possibilidade de inclusão em grupo controle ou experimental, quando aplicável.
7. Se estiver prevista a utilização de imagens, o pesquisador deve incluir a permissão para uso de imagem, deixando claro quais os cuidados que terá em relação a não identificação dos sujeitos.

Exemplo: Esta pesquisa irá utilizar fotos e imagens da lesão, antes, durante a cirurgia e depois dela. Eu, SARAH MORAIS DE OLIVEIRA nome do pesquisador.: DR ALECSANDRO DE MOURA SILVA me comprometo a que, em nenhum momento apareça a imagem de forma que a criança (participante do estudo) possa ser identificada. Estas imagens serão utilizadas somente para esta pesquisa e serão guardadas em local seguro, sob a responsabilidade do pesquisador, durante cinco anos e somente as pessoas envolvidas diretamente com a pesquisa terão acesso a elas.

8. Explicitação dos possíveis desconfortos e riscos decorrentes da participação na pesquisa, além dos benefícios esperados dessa participação e apresentação das providências e cautelas a serem empregadas para evitar e/ou reduzir efeitos e condições adversas que possam causar dano, considerando características e contexto do participante da pesquisa.
9. Esclarecimento sobre a forma de acompanhamento e assistência a que terão direito os participantes da pesquisa em caso de danos e, os benefícios individuais e/ou sociais, e acompanhamentos posteriores ao encerramento e/ ou a interrupção da pesquisa, se pertinentes.
10. Explicitação da garantia de ressarcimento e como serão cobertas as despesas tidas pelos participantes da pesquisa e dela decorrentes, e da garantia de indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa.
11. Garantia de plena liberdade ao participante da pesquisa, de recusar-se a participar ou retirar seu consentimento, em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma.
12. Garantia de manutenção do sigilo e da privacidade dos participantes da pesquisa durante todas as fases da pesquisa.
13. Garantia de que os dados coletados serão utilizados somente para esta pesquisa. Caso haja a previsão de armazenamento de material biológico humano ou uso de material armazenado (constituição de Biobancos ou Biorrepositórios) devem ser previstos os requisitos que constam da Resolução 441 de 12 de maio de 2011 do CNS. Disponível em: <http://conselho.saude.gov.br/resolucoes/2011/Reso441.pdf>
14. Casos envolvendo pesquisas em áreas especiais (genética, populações indígenas, novos fármacos e procedimentos, com cooperação estrangeira, e outros) devem ter itens específicos no TCLE conforme Resolução 466/2012 do CNS. Disponível em: <http://conselho.saude.gov.br/resolucoes/2012/Reso466.pdf>
15. Garantia de que o participante da pesquisa receberá uma via do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.
16. Telefone para contato com pesquisadores em casos de dúvidas ou desconfortos relacionados à pesquisa.
17. Breve descrição do que é um Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos e telefone do CEP-HJG (48-3251-9092) em caso de problemas éticos enfrentados no decorrer da pesquisa.

Sugestão:

Al: Sandro de Moura
 -DPS, MK, PHD
 -RCS-P 883189

S

Um Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP) é composto por um grupo de pessoas que estão trabalhando para garantir que seus direitos como participante de pesquisa sejam respeitados. Ele tem a obrigação de avaliar se a pesquisa foi planejada e se está sendo executada de forma ética. Se você achar que a pesquisa não está sendo realizada da forma como você imaginou ou que está sendo prejudicado de alguma forma, você pode entrar em contato com o CEP do Hospital Infantil Joana de Gusmão pelo telefone 48 – 32519092 ou pelo email: cephijg@saude.sc.gov.br. Você pode inclusive fazer a reclamação sem se identificar, se preferir.

18. Certificado do Consentimento

Eu entendi que a pesquisa é sobre A PESQUISA (REABILITAR A PACIENTE COM PROTESES TOTAIS DA ARTICULAÇÃO TEMPORO MANDIBULAR AFIM DE PROMOVER SUA ABERTURA DE BOCA E MELHORA DA SAUDE DA PACIENTE ASSIM COMO SUA QUALIDADE DE VIDA. Também compreendi que eu concordar que meu filho em fazer parte dessa pesquisa significa que CIRURGIA DE REMOCAO DA PATOLOGIA ANQUILOSE DAS ATMS (D) e (E). E COLOCAÇÃO DE PROTESE EM AMBIENTE DE CENTRO CIRURGICO. **Eu aceito que meu filho (SARAH MORAIS DE OLIVEIRA) participe dessa pesquisa.**

Assinatura dos pais/responsáveis:

Flávia Martins de Moraes Bento
(MÃE) FLAVIA MATINS DE MORAIS BENTO

Assinatura da criança/adolescente:

Assinatura do pesquisador:

Alexsandro de Moura Silva
ALECSANDRO DE MOURA SILVA

Data: 12./12/2014.

ANEXO B – Comprovante de artigo 2.1 enviado para publicação

Assunto:	Please edit your submission
De:	Journal of Biomechanics (ees.bm.0.35a554.60edc925@eesmail.elsevier.com)
Para:	lafayette@fosjc.unesp.br; symone@fosjc.unesp.br;
Cc:	alecsms@yahoo.com.br; doc_elabras@hotmail.com; gabrieladsantana@yahoo.com.br; vivi_mfigueiredo@yahoo.com.br; argemiro@ita.br; luana@fosjc.unesp.br;
Data:	Segunda-feira, 30 de Novembro de 2015 23:17

Re:
 Title: Effect of the diamond-like carbon coating over titanium (Ti6Al4V) and polyethylene (UHWPE) in the mechanical, chemical, and cellular cytotoxicity properties.

Dear Prof. Nogueira Junior,

Your submission entitled "Effect of the diamond-like carbon coating over titanium (Ti6Al4V) and polyethylene (UHWPE) in the mechanical, chemical, and cellular cytotoxicity properties." has been received by Journal of Biomechanics.

However, before we can proceed with the review process we ask you to make the following changes to your submission:

- 1) Please add line numbers to your manuscript file as well as the conflict of interest statement at the end, just before the references.
- 2) Also, the references should be listed in alphabetical order.

Please log onto Elsevier Editorial System as an Author:

<http://ees.elsevier.com/bm/>

1. Go to the menu item "Submissions/Revisions Sent Back to Author".
2. Click "Edit Submission/Revisions".
3. Click on the relevant submission step on the left-hand menu.
4. Make the required changes.
5. Go to "Attach Files" and "Build PDF for my Approval".
6. View and Approve your new PDF file including the changed item(s).

Thank you for submitting your work to the journal. If you have any questions, please don't hesitate to contact me.

Yours sincerely,

Raquel Redondo
 Journal of Biomechanics

ANEXO C - Comprovante de artigo 2.2: enviado para publicação

Assunto:	Clinical Oral Implants Research - Account Created in ScholarOne Manuscripts
De:	coir@zmk.unibe.ch (coir@zmk.unibe.ch)
Para:	alecsms@yahoo.com.br;
Data:	Segunda-feira, 7 de Dezembro de 2015 16:02

07-Dec-2015

Dear Mr. Silva:

A manuscript titled Prosthetic reconstruction of an ankylosed temporomandibular joint of a pediatric patient: Finite element analysis and case report (COIR-Dec-15-CR-5230) has been submitted by Mr. Alecsandro Silva to Clinical Oral Implants Research.

You are listed as a co-author for this manuscript. The online peer-review system, ScholarOne Manuscripts, automatically creates a user account for you. Your USER ID and PASSWORD for your account is as follows:

Site URL: <https://mc.manuscriptcentral.com/coir>

USER ID: alecsms@yahoo.com.br

PASSWORD:

To enter your account, please do the following:

1. Go to: <https://mc.manuscriptcentral.com/coir>
2. Log in using this information:

Your USER ID is alecsms@yahoo.com.br

Your case-sensitive PASSWORD is dcy3cyy9

You can use the above USER ID and PASSWORD to log in to the site and check the status of papers you have authored/co-authored. This password is case-sensitive and temporary. Please log in to <https://mc.manuscriptcentral.com/coir> to update your account information and change your password.

Thank you for your participation.

Sincerely,
Clinical Oral Implants Research Editorial Office