

Desgaste das próteses da articulação temporomandibular: uma revisão narrativa

Henrique Pinto-Borges^{1*} , Óscar Carvalho² , Bruno Henriques^{2,3} , Filipe Silva² , António Ramos⁴ , Júlio C. M. Souza^{1,2*} 

¹Departamento de Ciências Dentárias, Cespu – Cooperativa de Ensino Superior Politécnico Universitário, Gandra, Portugal.

²Departamento de Electrónica Industrial (CMEMS-UMinho), Universidade do Minho, Guimarães, Portugal.

³Núcleo de Pesquisas em Materiais Cerâmicos e Compósitos (CERMAT), Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), Campus Trindade, Florianópolis/SC, Brasil.

⁴TEMA, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, Aveiro, Portugal.

✉ julio.souza@iucs.cespu.pt

Recebido em: 10 janeiro 2020; Revisto em: 11 fevereiro 2021; Aceite em: 01 abril 2021

Resumo

As próteses da articulação temporomandibular substituem as estruturas envolvidas (côndilo/fossa) podendo ser pré-fabricadas em geometria padrão ou personalizáveis aos pacientes. Ao longo dos anos vários materiais e modelos geométricos foram testados na tentativa de melhorar o desempenho mecânico das próteses da articulação temporomandibular. Este trabalho tem como objetivo reportar dados da literatura sobre o desgaste das próteses da articulação temporomandibular e potenciais riscos biológicos para os pacientes. Os estudos reportam uma deterioração significativa das superfícies de contato deslizantes das próteses de ATM. A perda de material como resultado do desgaste gera o desajuste dos componentes, modificando a pressão de contato e da distribuição de forças oriundas da mastigação. Como consequência do desgaste ocorre libertação de partículas metálicas para os tecidos circundantes com um alto risco de toxicidade local dos tecidos e toxicidade sistémica através da corrente sanguínea. A presença das partículas de desgaste pode induzir reacções adversas que dependem da concentração e tamanho de partículas libertadas.

Palavras-chave: Detritos, prótese de articulação temporomandibular, desgaste, toxicidade.

1. INTRODUÇÃO

A articulação temporomandibular sinovial humana (ATM) é a articulação ginglimoartroidal da mandíbula e osso temporal. As funções humanas essenciais como a mastigação, fala, suporte de vias aéreas e deglutição são suportadas pela função e forma da ATM. Isso coloca o complexo da ATM sob carga cíclica, mais do que qualquer outra articulação do corpo ao longo da vida. Estes movimentos ocorrem graças ao movimento de rotação do côndilo sobre o disco articular e à translação do complexo disco-côndilo ao longo da eminência articular (Mamidi *et al.*, 2019; Mercuri, 2017). Cerca de 25% da população mundial é afectada por algum tipo de disfunção da articulação temporomandibular (DTM), estando os procedimentos cirúrgicos recomendados em 2-5% dos casos de DTM relacionados com anquilose, doença degenerativa e tumores. Esse grupo de desordens é prevalente no sexo feminino em proporção de 1:3 com o sexo masculino, em idades compreendidas entre os 20 e os 40 anos. Todos os anos nos EUA, cerca de 1 milhão de pessoas é diagnosticada com uma DTM, contudo apenas cerca de 3000 doentes, necessitam recorrer ao tratamento de substituição desta articulação. (De Meurechy and Mommaerts, 2018; Gakhal *et al.*, 2020; S. Kerwell *et al.*, 2016; Rodrigues *et al.*, 2018). A vida útil destes implantes é semelhante à dos dispositivos ortopédicos mais usados (anca, joelho), cerca de 15 a 20 anos, o que não é suficiente para uma população que pode exigir 30-40 anos de funcionalidade. Cada vez mais, pacientes jovens têm sido submetidos à reconstrução

da ATM, sendo expectável o aumento do número de aplicação destes dispositivos até 2030. (Germain *et al.*, 2003; S. Kerwell *et al.*, 2016; Onoriobe *et al.*, 2016; Papageorgiou *et al.*, 2007; Silva *et al.*, 2019). Os principais fatores que limitam a vida útil da protese aloplástica são instabilidade mecânica devido ao aumento da reabsorção óssea, desgaste do implante e reação adversa a detritos de metal. (Akbar *et al.*, 2012; Drynda *et al.*, 2017; Fu *et al.*, 2020; Li *et al.*, 2018; Silva *et al.*, 2019)

Duas categorias de prótese total da ATM com componente fossa mandibular e ramo da mandíbula tem sido estudadas: as próteses pré-fabricadas, em que o cirurgião necessita adaptar as características anatómicas do paciente e as personalizáveis que se adaptam especificamente a cada situação (Fig. 1) (Abramowicz *et al.*, 2012a; Lee *et al.*, 2013; Mercuri, 2013; Rodrigues *et al.*, 2018). A preparação e o tratamento cirúrgico com a prótese de ATM deve garantir uma oclusão funcional no sentido de minimizar o desgaste da prótese. O período pós-cirúrgico requer ainda o uso de fisioterapia (passiva, ativa, crioterapia, ultrassom, TENS) para reduzir dores musculo-esqueléticas e promover o conforto ao paciente (Guarda-Nardini *et al.*, 2008; Haq *et al.*, 2014; Kakuguchi *et al.*, 2012) A implantação destes dispositivos, requer uma referência para o correto posicionamento dos componentes. A oclusão dentária permite obter estabilidade ortopédica durante e após a intervenção cirúrgica. No caso dos pacientes sem estabilidade oclusal ou edêntulos torna-se difícil prever a posição mandibular estável, o que pode comprometer a estabilidade primária da prótese. Nesses casos, o uso de placas oclusais (goteiras oclusais) é indicado no sentido de manter a dimensão vertical

de oclusão apropriada durante e após a cirurgia possibilitando a ferulização dos maxilares (Dhanda *et al.*, 2011; Kakuguchi *et al.*, 2012; Ryu *et al.*, 2016). Na confecção das próteses, são usadas ligas de titânio para promover a osseointegração no ramo da mandíbula e na fossa, enquanto ligas à base de Cobalto-Cromo são usadas na substituição do côndilo que fica em contacto com

a fossa articular composta de uma estrutura polimérica, o que resulta em baixa fricção (Mamidi *et al.*, 2019; Rodrigues *et al.*, 2018). Pelo facto do disco articular estar ausente, passa a existir apenas uma pequena área de contacto entre o componente condilar e o componente temporal (Van Loon *et al.*, 2000).

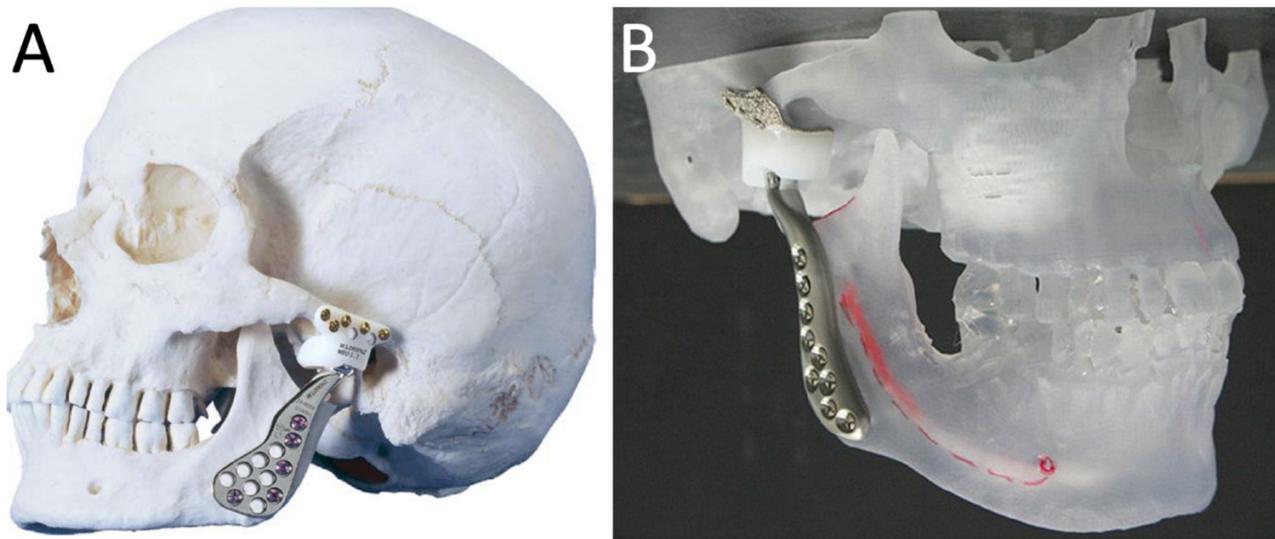


Figura 1: Imagens da prótese da ATM (A) modelo padrão (cortesia da Zimmer Biomet, USA) e (B) personalizada (cortesia TMJ concepts, EUA).

Independentemente do material, uma determinada carga numa pequena área de contacto, resulta em uma taxa de desgaste mais elevada, ocorrendo libertação de partículas para o organismo humano (S Kerwell *et al.*, 2016; Mercuri *et al.*, 2018a, 2015; Rodrigues *et al.*, 2018). Os níveis de desgaste dependem de fatores como a rugosidade e qualidade dos materiais, aspectos geométricos, carga e área de contacto das duas superfícies (S Kerwell *et al.*, 2016; Mercuri *et al.*, 2015; Wolford *et al.*, 2015). Os materiais usados para produzir estes dispositivos possuem biocompatibilidade aceitável, no entanto, existe uma percentagem significativa da população (10%) que desenvolve alergia à liga de CoCrMo (De Meurechy *et al.*, 2020; Gonzalez-Perez *et al.*, 2020; Mercuri *et al.*, 2018b; Silva *et al.*, 2019). O corpo humano pode sofrer deposição local e sistémica de partículas e iões que afetam as células dos tecidos circundantes, incluindo células osteogénicas, fibroblastos, células mesenquimais e células do sistema imunológico (linfócitos, macrófagos) que consequentemente, induzem vários eventos, como produção de citoquinas e ativação de osteoclastos (Altaf and Revell, 2013; Drynda *et al.*, 2017; Li *et al.*, 2018; Mercuri *et al.*, 2018b)

Tendo em consideração as limitações em materiais de fabrico e modelos geométricos, o presente trabalho tem como objetivo realizar uma revisão sistemática sobre o desgaste de diferentes tipos de próteses da articulação temporomandibular e consequências tóxicas relacionadas com a libertação de detritos de degaste dos materiais.

2. PRÓTESES DA ATM PRÉ-FABRICADAS EM MODELO PADRÃO

O primeiro sistema funcional das próteses pré-fabricadas foi criado na década de 60 por Christensen (De Meurechy *et al.*, 2018; De Meurechy and Mommaerts, 2018; Driemel *et al.*,

2009). Atualmente o único sistema pré fabricado com aprovação FDA e um dos mais usados é o da Biomet/Lorenz (Zimmer Biomet, Alemanha) (De Meurechy *et al.*, 2018; De Meurechy and Mommaerts, 2018; Driemel *et al.*, 2009). No estudo de Zou *et al* de avaliação clínica e radiológica de 33 pacientes com próteses de stock Biomet entre 2010 e 2016 foi usada a escala VAS para dor, dieta, abertura incisal e qualidade de vida antes e depois da cirurgia e registou-se melhoria em todos os valores (Zou *et al.*, 2018). Estudos clínicos publicados entre 2005 e 2012 sugerem uma taxa de sucesso a rondar 84 a 91% (Ramos and Mesnard, 2015)

Os implantes totais de stock ou pré fabricados são constituídos por um componente mandibular disponível em 3 tamanhos (55, 50 e 45 mm) e fossa articular em diferentes tamanhos (largo, medio, pequeno), conforme ilustrado na Figura 1 (Abramowicz *et al.*, 2012a; Gerbino *et al.*, 2017; Gonzalez-Perez *et al.*, 2020; Lee *et al.*, 2013). Estes tipos de próteses possuem um côndilo e um ramo em liga de CoCrMo (ASTM tipo F799 ou F1537) e apresentam na sua superfície do corpo ou ramo um revestimento em titânio para promover o processo de osseointegração (Giannakopoulos *et al.*, 2012; Kanatsios *et al.*, 2018; Zou *et al.*, 2018). O componente fossa consiste numa superfície de um polietileno de ultra-densidade molecular (UHMWPE), sem suporte metálico (Baena *et al.*, 2015; Elledge *et al.*, 2019; Kanatsios *et al.*, 2018; Mamidi *et al.*, 2019). Ambos os componentes são fixados por meio de parafusos autorroscantes de 2.0mm para a fossa e 2.7mm para o componente mandibular (Baena *et al.*, 2015; Ferreira *et al.*, 2014; Giannakopoulos *et al.*, 2012; Kanatsios *et al.*, 2018).

Existem dificuldades inerentes ao procedimento cirúrgico destes dispositivos devido à necessidade do cirurgião fazer os componentes se adaptarem, usando cimentos aloplásticos ou

ajustes dos componentes (Abramowicz *et al.*, 2012a; Mercuri, 2006). Quando os componentes padronizados, a fossa e o ramo mandibular têm de ser alterados, ou a própria prótese precisa de ser “adaptada” para aumentar a estabilidade primária, torna-se mais provável a ocorrência de micro-movimentos que levam à fadiga e sobrecarga precoce (Abramowicz *et al.*, 2012a; Johnson *et al.*, 2017). Apesar da fossa articular poder ser estabilizada sem a necessidade de se realizar enxertos ósseos, em doentes anquilosados e com muita fusão óssea torna-se frequentemente difícil colocar o componente fossa quando a profundidade da fossa glenoide é acentuada. (Abramowicz *et al.*, 2012a; Zou *et al.*, 2018). Nesses casos, em que a osteoplastia não possibilita a obtenção da estabilidade adequada, o enxerto ósseo é indicado. Este é um método seguro para atingir os níveis de estabilidade necessários e que evita desgaste ósseo da eminência articular, que origina micro-movimentos que contribuem para a falha do implante (Bai *et al.*, 2015).

No tratamento de pacientes muito assimétricos e com ângulos mandibulares elevados, a colocação destas próteses torna-se mais desafiante devido ao formato e *design* limitado (Y. *et al.*, 2017). Dado que a superfície do componente condilar é relativamente plana, torna-se difícil obter ótima adaptação no leito cirúrgico, portanto a inclinação frontal do ramo e do cóndilo mandibular deve sermeticulosamente investigada. Numa vista frontal, se a margem inferior do componente ramo na área do ângulo mandibular estiver localizada medialmente à fossa glenóide, a porção da cabeça do cóndilo da prótese da ATM pode ser posicionada lateralmente (Rhee *et al.*, 2019). Caso a margem inferior dos componentes do cóndilo da prótese pré-fabricada da ATM na área do ângulo mandibular estiver localizada lateralmente à fossa glenóide, pode ocorrer a situação oposta. Ao controlar a profundidade de inserção dos parafusos de fixação, esses problemas podem ser contornados (Rhee *et al.*, 2019).

O sistema de prótese pré-fabricada da ATM envolve normalmente um protocolo de duas etapas. Durante a primeira cirurgia, o osso anquilosado é removido para criar um espaço ósseo adequado para a colocação de um espaçador. Na segunda cirurgia, o espaçador é removido e a prótese de ATM selecionada é colocada (Bai *et al.*, 2015; L. *et al.*, 2016; Lee *et al.*, 2013; Y. *et al.*, 2017). Suas vantagens são o baixo custo, disponibilidade imediata e preparação menos complexa para cirurgia (Lee *et al.*, 2013; Moreira *et al.*, 2018; Rhee *et al.*, 2019). Vários autores relatam o aumento do número de colocações destas próteses pré-fabricadas, com resultados satisfatórios de abertura bucal dentro de um período de 3 ou 8 anos (Giannakopoulos *et al.*, 2012; Gonzalez-Perez *et al.*, 2020; Kanatsios *et al.*, 2018; Westermark *et al.*, 2011).

3. PRÓTESES DA ATM PERSONALIZADAS

Os dispositivos personalizados, ou dispositivos ajustados ao paciente são desenhados e projetados de acordo com a anatomia do paciente, sendo necessárias poucas ou nenhuma alterações durante a implantação (Baena *et al.*, 2015; Mercuri, 2013) (Fig. 1-B).

As próteses personalizadas têm um comportamento superior às padronizadas devido a diversos fatores. A redução de micro-movimentos dos componentes, que põe em causa a longevidade destes dispositivos, é uma grande vantagem das

próteses personalizadas, bem como o melhor posicionamento dos parafusos na fossa articular e no ramo da mandíbula, fatores que permitem maior previsibilidade dos resultados e menor tempo cirúrgico (Moreira *et al.*, 2018). A vantagem das próteses personalizadas são a sua melhor adaptação ao leito cirúrgico (especialmente em avanços mandibulares maiores que 35mm) não sendo necessário normalmente a regularização óssea. No entanto se o doente não tiver historial cirúrgico significativo e possuir anatomia normal e sem variações, torna-se desnecessário o uso de prótese personalizada. As principais desvantagens das próteses personalizadas (i.e., TMJ Concepts) são o custo, o tempo necessário para a fabricação do dispositivo, e a dificuldade de autorização governamental em alguns países (Abramowicz *et al.*, 2012b; Brown *et al.*, 2020; Gerbino *et al.*, 2017; Rhee *et al.*, 2019; Siegmund *et al.*, 2019)

Como os componentes personalizados do dispositivo se ajustam tão bem ao contexto anatômico, há uma melhoria na recuperação da função imediata mandibular, importante para o sucesso a longo prazo e que deve começar logo após a colocação do implante, por meio de fisioterapia ativa (Elledge *et al.*, 2019, 2018). Com os sistemas CAD/CAM e tecnologia de impressão tridimensional, a personalização oferece benefícios claros sobre a substituição autógena da ATM o que diminui assim a morbidade do local doador e o tempo cirúrgico (Elledge *et al.*, 2018; Mamidi *et al.*, 2019; Mercuri, 2012).

O componente fossa mandibular consiste numa malha de titânio puro, revestida com UHMWPE, que permite a integração do tecido ósseo e dos tecidos moles que contribuem para a estabilidade da prótese. O componente cóndilo é feito em CoCrMo e o ramo em liga de titânio (ex. Ti6Al4V). Ambos componentes são fixados com parafusos de Ti6Al4V de 2mm de diâmetro (Baena *et al.*, 2015; Elledge *et al.*, 2019; Mamidi *et al.*, 2019). O comprimento dos parafusos pode ser pré-determinado, evitando a constante sondagem durante a cirurgia ou a colocação de parafusos demasiado longos, o que pode lesar o músculo pterigoideo medial (Mercuri, 2012). No caso do componente fossa articular, se as pontas afiadas dos parafusos penetrarem além do espaço funcional disponível podem atingir o músculo temporal. (Mercuri, 2012).

O componente da fossa mandibular é fixado ao bordo lateral da cavidade glenóide com 4 parafusos enquanto o componente mandibular é fixado ao ramo com 7 a 9 parafusos bicorticais (L. *et al.*, 2016). De modo a atingir o máximo de estabilidade, recomenda-se que todos os orifícios para os parafusos sejam utilizados, como é norma do fabricante (Ettinger *et al.*, 2016). O acesso aos orifícios mais superiores, junto ao cóndilo, pode não ser possível, sem recorrer a manobras de retração dos tecidos, o que aumenta o risco de dano das estruturas. Na fixação do componente condilar, usando entre 50 a 100% (pelo menos 5 parafusos) não predispõe à falha ou à perda de material (Ettinger *et al.*, 2016). Uma modificação que hoje em dia é padrão em todos os dispositivos é um orifício introduzido logo abaixo da cabeça condilar e que pode ser colocado de medial para lateral ou anterior para posterior, dependendo da preferência do cirurgião (Farzad, 2017). Isso permite que uma sutura de suspensão vertical mantenha a posição vertical até que o tecido cicatricial esteja remodelado o suficiente para suportar a mandíbula. É utilizada uma sutura PDS 2/0, presa ao redor de um dos parafusos de fixação do componente da fossa

mandibular (Farzad, 2017). A estabilidade superior das próteses personalizadas reduz o desgaste das superfícies de contacto, diminuindo a libertação de partículas para o organismo e consequentes reacções adversas, que ocorrem também nas próteses de joelho e anca (Gruber *et al.*, 2015; S Kerwell *et al.*, 2016; Mathew *et al.*, 2014).

Embora a expectativa de vida das próteses totais personalizadas seja desconhecida, Wolford *et al* publicaram um estudo com media de *follow-up* de 20 anos de 56 pacientes (52 mulheres e 4 homens) que receberam a próteses personalizadas. A média de idade foi de 38.6 (± 10.0) anos. De acordo com os dados obtidos, obteve-se uma melhoria nos valores de medida incisal, dor, função e dieta e nenhuma das próteses falhou, o que indica grande durabilidade destes dispositivos Wolford *et al.*, 2015). Existem inúmeros artigos publicados que validam o uso com sucesso das próteses personalizadas com indicação de melhoria significativa da abertura incisal e função mandibular e nos níveis de dor, com cerca de 87% dos pacientes relatando melhoria na qualidade de vida (Ettinger *et al.*, 2016; Park *et al.*, 2017; Ramos and Mesnard, 2015; Wolford *et al.*, 2015).

4. DEGRADAÇÃO DAS PRÓTESES E RISCOS DE TOXICIDADE AOS PACIENTES

Tendo em consideração os materiais de fabrico, o tempo de desempenho clínico das próteses da ATM é similar à das proteses da anca ou joelho, aproximadamente 15 a 20 anos. Consequentemente as próteses da ATM carecem das mesmas revisões e/ou cirurgias de substituição, aumentando a complexidade das intervenções cirúrgicas e os gastos com os tratamentos (S Kerwell *et al.*, 2016; Mathew *et al.*, 2014). A degradação das próteses da ATM depende de uma série de fatores como a estabilidade primária, tipo de superfície, desgaste, comportamento e resistência mecânica dos materiais. De modo a assegurar uma boa estabilidade primária, o dispositivo deve ser bem fixado, para que a transferência da carga seja feita do implante para o osso sem risco de degeneração ou fibrose (van Loon *et al.*, 1995). A estabilidade da prótese depende também do encaixe dos componentes, o que por vezes se torna difícil nos doentes com defeitos ósseos extensos ou sujeitos a cirurgias prévias (Mercuri, 2013; Sinno *et al.*, 2011; van Loon *et al.*, 1995).

Considerando o comportamento mecânico destas próteses, há uma elevada concentração de tensões na base do crânio oriundas de cargas que variam em média os 60-150 N na região anterior e os 270 N na região posterior (Rodrigues *et al.*, 2018; Wolford *et al.*, 2015). Nos casos em que há desajustes dos componentes, a pressão de contato pode gerar tensões excessivas durante a mastigação e dano das superfícies protéticas (S Kerwell *et al.*, 2016; Mathew *et al.*, 2014). A alteração das propriedades mecânicas dos materiais em contacto com o osso é um desafio industrial, que apresenta limitações tendo em consideração os materiais usados atualmente. O módulo de elasticidade do osso é em média de 4-30 GPa, dependendo do tipo de osso, enquanto o módulo de elasticidade das ligas de titânio usadas nos parafusos varia de 130 a 150 GPa (Mamidi *et al.*, 2019; Rodrigues *et al.*, 2018). A diferença nos modulos de elasticidade leva à transferência e concentração de cargas nas interfaces protéticas, podendo causar reabsorção óssea ou fibrose se a prótese não for mecanicamente estável. . (Mamidi

et al., 2019; Rodrigues *et al.*, 2018; van Loon *et al.*, 1995b). Em pacientes com disfunções temporomandibulares, envolvendo bruxismo, a magnitude da carga da relação maxilo-mandibular pode ser maior comparativamente a uma condição fisiológica. Nesses casos, a pressão de contacto (carga vs área transversal) resultante entre o côndilo e fossa leva a alto risco de fratura e desgaste dos materiais protéticos.(S. Kerwell *et al.*, 2016; Mathew *et al.*, 2014b).

As ligas à base de CoCr tem excelente resistência ao desgaste e são por isso usadas como componente condilar (Mamidi *et al.*, 2019; Sinno *et al.*, 2011). O componente fossa, constituído por um polietileno de alto peso molecular (UHMWPE), tem também considerável resistência à fadiga, podendo ser utilizado como espaçador em tratamentos cirúrgicos de duas ou mais fases (Baena *et al.*, 2015; Mamidi *et al.*, 2019). O desgaste das superfícies e consequente perda de volume é uma das causas principais de degradação destas próteses (S Kerwell *et al.*, 2016; Mathew *et al.*, 2014). Estudos na literatura referem que as falhas das próteses das articulações estão maioritariamente relacionadas com desgaste por fricção e corrosão, levando a libertação de iões e partículas metálicas (S Kerwell *et al.*, 2016; Mathew *et al.*, 2014; Van Loon *et al.*, 2000). A libertação de partículas e iões, pode provocar a sua acumulação à volta da prótese, promovendo a toxicidade local, aumentando assim o recrutamento de células de defesa (macrófagos, linfócitos) em resposta às partículas para a eliminação de detritos necróticos (Mercuri *et al.*, 2018a, 2018b; Noronha Oliveira *et al.*, 2018). Essas células secretam uma variedade de citocinas e quimiocinas inflamatórias, incluindo TNF- α , interleucinas (IL-1 α , IL-1 β , IL-6 e IL-8). Vários estudos referem que as citocinas primárias estimulam a libertação de outros mediadores. A consequente cascata inflamatória resulta no recrutamento de outros tipos de células e na formação de um granuloma peri-implantar (Bijukumar *et al.*, 2018; Noronha Oliveira *et al.*, 2018; Reddy *et al.*, 2014).

Além do mecanismo de toxicidade local, pode ocorrer toxicidade sistémica, quando os detritos ou iões entram na corrente sanguínea atingindo linfonodos, fígado, baço e medula óssea. (Apaza-Bedoya *et al.*, 2017; Bijukumar *et al.*, 2018b).

Os produtos metálicos provenientes da degradação das superfícies são quimicamente ativos e podem interagir ao nível de organelos celulares com potenciais riscos de reações mutagénicas (Bijukumar *et al.*, 2018; Ribeiro *et al.*, 2016). Partículas de CoCr e iões Co^{2+} , Cr^{3+} , Cr^{6+} , são os principais produtos de degradação da liga CoCrMo. O ião Cr^{3+} atravessa a membrana nuclear e liga-se ao DNA, gerando espécies reactivas de oxigénio e de nitrogénio, que saturam o mecanismo antioxidante da célula. (Fig. 2). O Co é mais tóxico do que o Cr e está associado ao dano da parede celular, alterando o metabolismo celular (Drynda *et al.*, 2018; Bijukumar *et al.*, 2018; Mercuri *et al.*, 2018). A difusão pela corrente sanguínea causa riscos de toxicidade sistémica (Bijukumar *et al.*, 2018; Mercuri *et al.*, 2018a), sendo o grau de reação adversa local e sistémica dependente da composição química, tamanho e concentração de partículas e iões metálicos (Bijukumar *et al.*, 2018; Reddy *et al.*, 2014). Durante o processo de degradação, também partículas de UHMWPE podem ser libertadas, apresentando um formato de grânulos, lascas ou flocos, em vez do formato de agulha observado nos materiais metálicos. (Lei *et al.*, 2019; Zaveri *et al.*, 2017). A alteração das superfícies de contacto é uma das formas

de diminuir o desgaste. Uma das formas passa por aplicar uma camada de nitreto de titânio (TiN) ou de carbono (DLC) como revestimento, o que pode melhorar o comportamento de desgaste do componente do côndilo. O mesmo pode ser aplicado no caso da estrutura condilar das próteses de anca (Baena *et al.*, 2015; Silva *et al.*, 2019). Contrariamente às próteses de anca e joelho, apenas alguns estudos estão disponíveis que descrevam o comportamento de desgaste e resposta biológica

das atuais próteses da ATM. (Mercuri *et al.*, 2018a, 2018b; Noronha Oliveira *et al.*, 2018).

No estudo de projeção estatística de Onoriobe 2016, os dados apresentados mostram uma demanda crescente para o uso de dispositivos TMJ TJR nos EUA, no tratamento de distúrbios da ATM em estágio terminal até o ano de 2030. O desenvolvimento de ligas beta-titânio mais biocompatíveis, sem elementos nocivos como Al ou V e a modificação de

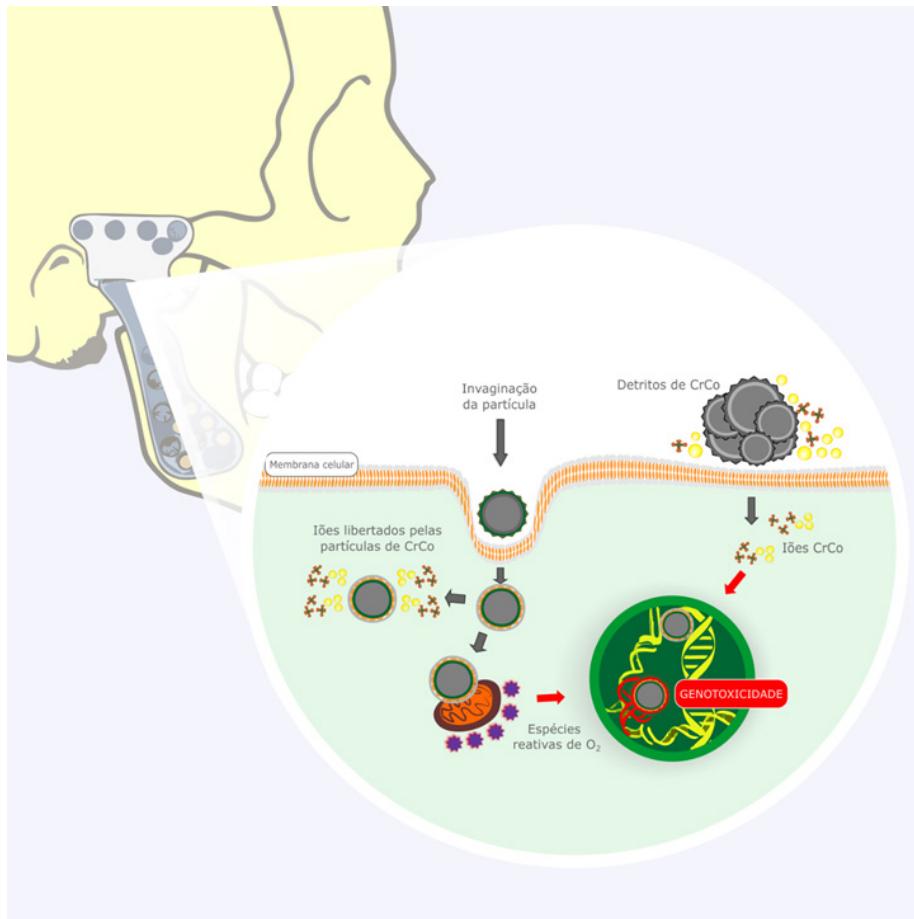


Figura 2: Representação esquemática da liberação de produtos de degradação e reações adversas.

superfícies tem sido o alvo para investigação recente. Os materiais atualmente disponíveis para substituição cirúrgica do côndilo mandibular - como enxertos autólogos, alógenos, xenógenos ou próteses artificiais - sofrem de deficiências como morbidade do local doador, fornecimento limitado de tecido, rejeição pelo sistema imune, transmissão potencial de patógenos e complicações inerentes ao desgaste (de meurechy, 2018). A evidência pré-clínica geral indica que a adição de células condrogênicas e/ou osteogênicas aos *scaffolds* aumenta o potencial de reparação do tecido da ATM. Entretanto, a reconstrução das estruturas degeneradas da articulação temporomandibular (ATM) permanece um desafio clínico. Sendo assim, a engenharia de tecidos (TE) é uma alternativa promissora às opções de tratamento atuais.

5. CONCLUSÕES

No tratamento das desordens temporomandibulares, os cirurgiões maxilofaciais necessitam por vezes de recorrer a dispositivos protéticos para restabelecer forma, função e

diminuir a dor dos pacientes. Enquanto os tratamentos com próteses da anca ou do joelho são amplamente aceites como tratamento de última escolha na ortopedia, os sistemas de próteses de ATM são vistos pela cirurgia maxilofacial com alguma desconfiança pelas experiências negativas do passado. As próteses de ATM apresentam limitações dado que apenas permitem movimentos translacionais. Outra das limitações no caso das próteses unilaterais prende-se com o facto de os movimentos mandibulares se efetuarem com defleção para o lado protético. A forma anatómica das próteses personalizáveis revela um melhor comportamento na distribuição de tensões e melhor estabilidade do que as próteses pré-fabricadas em formato padrão. Além disso, o deslizamento dos componentes articulares da prótese, causa desgaste do côndilo protético em metal e consequentemente liberação de detritos tóxicos para o organismo humano. Partículas e iões metálicos como produtos de degradação podem induzir a respostas inflamatórias e ainda atravessar membranas celulares com potencial de alterar funções metabólicas celulares promovendo

eventos mutagénicos. Contrariamente à literatura ortopédica, poucos estudos descrevem a resposta biológica e mecânica, sendo necessários mais estudos com materiais e modelos diferentes dos atuais no sentido de prolongar a longevidade destes dispositivos. O uso de materiais com maior resistência ao desgaste e menor libertação de detritos tóxicos é dos principais temas da investigação atual. O recurso a estas próteses não é um procedimento frequente, mas cada vez mais surgem pacientes jovens que necessitam desta intervenção. Apesar das limitações, o uso destas próteses tem aumentado ao longo dos anos devido aos desenvolvimentos tecnológicos dos materiais, modelos geométricos, e procedimentos cirúrgicos. Tanto a dor, consistência da dieta e abertura bucal melhoram substancialmente com uso destas próteses, principalmente no período inicial de instalação dos dispositivos.

CONTRIBUIÇÃO DOS AUTORES

Conceptualização, Júlio Souza, Henrique Pinto-Borges; metodologia, Júlio Souza, Henrique Pinto-Borges; software, Henrique Pinto-Borges, Oscar Carvalho, Bruno Henriques; validação, Júlio Souza, Oscar Carvalho, Bruno Henriques, Filipe Silva, Antonio Ramos; análise formal, Júlio Souza; investigação, Henrique Borges; recursos, Henrique Pinto-Borges; curadoria de dados, Henrique Pinto-Borges; redação - preparação do draft original, Henrique Pinto-Borges; redação - revisão e edição, Júlio Souza, Filipe Silva, Oscar Carvalho, Antonio Ramos; visualização, Júlio Souza; supervisão, Júlio Souza, Filipe Silva, Oscar Carvalho, Antonio Ramos; coordenação do projeto, Júlio Souza, Antonio Ramos; obtenção de financiamento, Júlio Souza, Filipe Silva, Oscar Carvalho, Bruno Henriques, Antonio Ramos. Todos os autores leram e concordaram com a versão publicada do manuscrito.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abramowicz, S., Barbick, M., Rose, S.P., Dolwick, M.F., 2012. Adaptability of stock TMJ prosthesis to joints that were previously treated with custom joint prosthesis. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 41, 518–520. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2011.09.024>.
- Akbar, M., Fraser, A.R., Graham, G.J., Brewer, J.M., Grant, M.H., 2012. Acute inflammatory response to cobalt chromium orthopaedic wear debris in a rodent air-pouch model. *J. R. Soc. Interface* 9, 2109–2119. <https://doi.org/10.1098/rsif.2012.0006>.
- Altaf, H., Revell, P.A., 2013. Evidence for active antigen presentation by monocyte/macrophages in response to stimulation with particles: The expression of NF κ B transcription factors and costimulatory molecules. *Inflammopharmacology* 21, 279–290. <https://doi.org/10.1007/s10787-013-0170-z>.
- Apaza-Bedoya, K., Tarce, M., Benfatti, C.A.M., Henriques, B., Mathew, M.T., Teughels, W., Souza, J.C.M., 2017. Synergistic interactions between corrosion and wear at titanium-based dental implant connections: A scoping review. *J. Periodontal Res.* <https://doi.org/10.1111/jre.12469>.
- Baena, J.C., Wu, J., Peng, Z., 2015. Wear performance of UHMWPE and reinforced UHMWPE composites in arthroplasty applications: A review. *Lubricants* 3, 413–436. <https://doi.org/10.3390/lubricants3020413>.
- Bai, G., Yang, C., He, D., Zhang, X., Abdelrehem, A., 2015. Application of fossa bone graft to stabilize stock total joint prosthesis in temporomandibular joint surgery. *J. Crano-Maxillofacial Surg.* 43, 1392–1397. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2015.06.048>.
- Bijukumar, D.R., Segu, A., Souza, J.C.M., Li, X.J., Barba, M., Mercuri, L.G., J. Jacobs, J., Mathew, M.T., 2018a. Systemic and local toxicity of metal debris released from hip prostheses: A review of experimental approaches. *Nanomedicine Nanotechnology, Biol. Med.* <https://doi.org/10.1016/j.nano.2018.01.001>.
- Bijukumar, D.R., Segu, A., Souza, J.C.M., Li, X.J., Barba, M., Mercuri, L.G., J. Jacobs, J., Mathew, M.T., 2018b. Systemic and local toxicity of metal debris released from hip prostheses: A review of experimental approaches. *Nanomedicine Nanotechnology, Biol. Med.* <https://doi.org/10.1016/j.nano.2018.01.001>.
- Brown, Z.L., Sarami, S., Perez, D.E., 2020. Will they fit? Determinants of the adaptability of stock TMJ prostheses where custom TMJ prostheses were utilized. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2020.05.009>.
- De Meurechy, N., Braem, A., Mommaerts, M.Y., 2018. Biomaterials in temporomandibular joint replacement: current status and future perspectives—a narrative review. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2017.10.001>.
- De Meurechy, N., Mommaerts, M.Y., 2018. Alloplastic temporomandibular joint replacement systems: a systematic review of their history. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2018.01.014>.
- De Meurechy, N.K.G., Zaror, C.E., Mommaerts, M.Y., 2020. Total Temporomandibular Joint Replacement: Stick to Stock or Optimization by Customization? *Craniomaxillofac. Trauma Reconstr.* 13, 59–70. <https://doi.org/10.1177/1943387520904874>.
- Dhanda, J., Cooper, C., Ellis, D., Speculand, B., 2011. Technique of temporomandibular joint replacement using a patient-specific reconstruction system in the edentulous patient. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 49, 618–622. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2010.10.011>.
- Driemel, O., Braun, S., Müller-Richter, U.D.A., Behr, M., Reichert, T.E., Kunkel, M., Reich, R., 2009. Historical development of alloplastic temporomandibular joint replacement after 1945 and state of the art. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2009.01.022>.
- Drynda, A., Drynda, S., Kekow, J., Lohmann, C.H., Bertrand, J., 2018. Differential Effect of Cobalt and Chromium Ions as Well as CoCr Particles on the Expression of Osteogenic Markers and Osteoblast Function. *Int. J. Mol. Sci.* 19. <https://doi.org/10.3390/ijms19103034>.
- Drynda, A., Ren, Q., Buchhorn, G.H., Lohmann, C.H., 2017. The induction of CXCR4 expression in human osteoblast-like cells (MG63) by CoCr particles is regulated by the PLC-DAG-PKC pathway. *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.* 105, 2326–2332. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.33770>.
- Elledge, R., Mercuri, L.G., Attard, A., Green, J., Speculand, B., 2019. Review of emerging temporomandibular joint total joint replacement systems. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2019.08.009>.
- Elledge, R., Mercuri, L.G., Speculand, B., 2018. Extended total temporomandibular joint replacements: a classification system. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 56, 578–581. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2018.06.002>.
- Ettinger, K.S., Arce, K., Fillmore, W.J., Van Ess, J.M., Yetzer, J.G., Viozzi, C.F., 2016. Does the Amount of Screw Fixation Utilized for the Condylar Component of the TMJ Concepts Total Temporomandibular Joint Reconstruction Predispose to Hardware Loss or Postoperative Complications? *J. Oral Maxillofac. Surg.* 74, 1741–1750. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2016.03.041>.
- Farzad, P., 2017. Reconstruction of nongrowing hemifacial microsomia patient with custom-made unilateral temporomandibular joint total joint prosthesis and orthognathic surgery. *J. Oral Biol. Craniofacial Res.* 7, 62–66. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2016.11.005>.
- Ferreira, F.M., Cunali, R.S., Bonotto, D., Farias, A.C. de, Cunali, P.A., 2014. Total temporomandibular joint alloplastic reconstruction. *Rev. Dor* 15. <https://doi.org/10.5935/1806-0013.20140046>.
- Fu, S., Meng, H., Freer, F., Kwon, J., Shelton, J.C., Knight, M.M., 2020. Sub-toxic levels of Co $^{2+}$ are anti-inflammatory and protect cartilage from degradation caused by IL-1 β . *Clin. Biomech.* <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.01.011>.

- org/10.1016/j.clinbiomech.2019.12.006.
- Gakhal, M.K., Gupta, B., Sidebottom, A.J., 2020. Analysis of outcomes after revision replacement of failed total temporomandibular joint prostheses. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 58, 220–224. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2019.12.009>.
- Gerbino, G., Zavattero, E., Bosco, G., Berrone, S., Ramieri, G., 2017. Temporomandibular joint reconstruction with stock and custom-made devices: Indications and results of a 14-year experience. *J. Cranio-Maxillofacial Surg.* 45, 1710–1715. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2017.07.011>.
- Germain, M.A., Hatton, A., Williams, S., Matthews, J.B., Stone, M.H., Fisher, J., Ingham, E., 2003. Comparison of the cytotoxicity of clinically relevant cobalt-chromium and alumina ceramic wear particles in vitro. *Biomaterials* 24, 469–479. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(02\)00360-5](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(02)00360-5).
- Giannakopoulos, H.E., Sinn, D.P., Quinn, P.D., 2012. Biomet microfixation temporomandibular joint replacement system: A 3-year follow-up study of patients treated during 1995 to 2005. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 70, 787–794. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2011.09.031>.
- Gonzalez-Perez, L.M., Gonzalez-Perez-Somarriba, B., Centeno, G., Vallellano, C., Montes-Carmona, J.F., Torres-Carranza, E., Ambrosiani-Fernandez, J., Infante-Cossio, P., 2020. Prospective study of five-year outcomes and postoperative complications after total temporomandibular joint replacement with two stock prosthetic systems. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 58, 69–74. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2019.10.312>.
- Gruber, E.A., McCullough, J., Sidebottom, A.J., 2015. Medium-term outcomes and complications after total replacement of the temporomandibular joint. Prospective outcome analysis after 3 and 5 years. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 53, 412–415. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2014.12.010>.
- Guarda-Nardini, L., Manfredini, D., Ferronato, G., 2008. Temporomandibular joint total replacement prosthesis: current knowledge and considerations for the future. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2007.09.175>.
- Haq, J., Patel, N., Weimer, K., Matthews, N.S., 2014. Single stage treatment of ankylosis of the temporomandibular joint using patient-specific total joint replacement and virtual surgical planning. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 52, 350–355. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2014.01.004>.
- Johnson, N.R., Roberts, M.J., Doi, S.A., Batstone, M.D., 2017. Total temporomandibular joint replacement prostheses: a systematic review and bias-adjusted meta-analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2016.08.022>.
- Kakuguchi, W., Yamaguchi, H.O., Inoue, N., Totsuka, Y., 2012. Postoperative management of arthroplasty by using unique splints in almost edentulous patient. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 50, 270–271. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2011.04.067>.
- Kanatsios, S., Breik, O., Dimitroulis, G., 2018. Biomet stock temporomandibular joint prosthesis: Long-term outcomes of the use of titanium condyles secured with four or five condylar fixation screws. *J. Cranio-Maxillofacial Surg.* 46, 1697–1702. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2018.07.002>.
- Kerwell, S., Alfaro, M., Pourzal, R., Lundberg, H.J., Liao, Y., Sukotjo, C., Mercuri, L.G., Mathew, M.T., 2016. Examination of failed retrieved temporomandibular joint (TMJ) implants. *Acta Biomater.* 32, 324–335. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2016.01.001>.
- L., W., R., M., M., T., R., F., D., H., E., S., Wolford, L., Movahed, R., Teschke, M., Fimmers, R., Havard, D., Schneiderman, E., 2016. Temporomandibular joint ankylosis can be successfully treated with TMJ concepts patient-fitted total joint prosthesis and autogenous fat grafts. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 74, 1215–1227. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2016.01.017> LK -http://sfx.hul.harvard.edu/sfx_local?sid=EMBASE&issn=15315053&id=doi:10.1016%2Fj.joms.2016.01.017.
- Lee, S.-H., Ryu, D.-J., Kim, H.-S., Kim, H.-G., Huh, J.-K., 2013. Alloplastic total temporomandibular joint replacement using stock prosthesis: a one-year follow-up report of two cases. *J. Korean Assoc. Oral Maxillofac. Surg.* 39, 297. <https://doi.org/10.5125/jkaoms.2013.39.6.297>.
- Lei, P., Dai, Z., Zhang, Y.S., Liu, H., Niu, W., Li, K., Wang, L., Hu, Y., Xie, J., 2019. Macrophage inhibits the osteogenesis of fibroblasts in ultrahigh molecular weight polyethylene (UHMWPE) wear particle-induced osteolysis. *J. Orthop. Surg. Res.* 14, 80. <https://doi.org/10.1186/s13018-019-1119-8>.
- Li, D., Wang, H., Li, Z., Wang, C., Xiao, F., Gao, Y., Zhang, Xiang, Wang, P., Peng, J., Cai, G., Zuo, B., Shen, Y., Qi, J., Qian, N., Deng, L., Song, W., Zhang, Xiaoling, Shen, L., Chen, X., 2018. The inhibition of RANKL expression in fibroblasts attenuate CoCr particles induced aseptic prosthesis loosening via the MyD88-independent TLR signaling pathway. *Biochem. Biophys. Res. Commun.* 503, 1115–1122. <https://doi.org/10.1016/j.bbrc.2018.06.128>.
- Mamidi, S.K., Klutarchar, K., Rao, S., Souza, J.C.M., Mercuri, L.G., Mathew, M.T., 2019. Advancements in temporomandibular joint total joint replacements (TMJR). *Biomed. Eng. Lett.* <https://doi.org/10.1007/s13534-019-00105-z>.
- Mathew, M.T., Kerwell, S., Lundberg, H.J., Sukotjo, C., Mercuri, L.G., 2014. Tribocorrosion and oral and maxillofacial surgical devices. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2014.02.010>.
- Mercuri, L.G., 2017. Temporomandibular Joint Disorder Management in Oral and Maxillofacial Surgery. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 75, 927–930. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2016.10.033>.
- Mercuri, L.G., 2013. The role of custom-made prosthesis for temporomandibular joint replacement. *Rev. Esp. Cir. Oral y Maxilofac.* 35, 1–10. <https://doi.org/10.1016/j.maxilo.2012.02.003>.
- Mercuri, L.G., 2012. Alloplastic temporomandibular joint replacement: Rationale for the use of custom devices. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2012.05.032>.
- Mercuri, L.G., 2006. Total Joint Reconstruction—Autologous or Alloplastic. *Oral Maxillofac. Surg. Clin. North Am.* <https://doi.org/10.1016/j.coms.2006.03.003>.
- Mercuri, L.G., Mathew, M.T., Kerwell, S., Lundberg, H., Sukotjo, C., 2015. Temporomandibular Joint Replacement Device Research Wear and Corrosion Technology Transfer from Orthopedics. *J. Bio-Tribocorrosion* 1. <https://doi.org/10.1007/s40735-014-0003-7>.
- Mercuri, L.G., Miloro, M., Skipor, A.K., Bijukumar, D., Sukotjo, C., Mathew, M.T., 2018a. Serum Metal Levels in Maxillofacial Reconstructive Surgery Patients: A Pilot Study. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 76, 2074–2080. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2018.04.014>.
- Moreira, C.V.A., Serra, A.V.P., Silva, L.O.R., Fernandes, A.C.F., de Azevedo, R.A., 2018. Total bilateral TMJ reconstruction for pain and dysfunction: Case report. *Int. J. Surg. Case Rep.* 42, 138–144. <https://doi.org/10.1016/j.ijscr.2017.11.063>.
- Noronha Oliveira, M., Schunemann, W.V.H., Mathew, M.T., Henriques, B., Magini, R.S., Teughels, W., Souza, J.C.M., 2018. Can degradation products released from dental implants affect peri-implant tissues? *J. Periodontal Res.* 53, 1–11. <https://doi.org/10.1111/jre.12479>.
- Onoriobe, U., Miloro, M., Sukotjo, C., Mercuri, L.G., Lotesto, A., Eke, R., 2016. How Many Temporomandibular Joint Total Joint Alloplastic Implants Will Be Placed in the United States in 2030? *J. Oral Maxillofac. Surg.* 74, 1531–1538. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2016.04.011>.
- Papageorgiou, I., Brown, C., Schins, R., Singh, S., Newson, R., Davis, S., Fisher, J., Ingham, E., Case, C.P., 2007. The effect of nano- and micron-sized particles of cobalt-chromium alloy on human fibroblasts in vitro. *Biomaterials* 28, 2946–2958. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.02.034>.
- Park, J.-H., Jo, E., Cho, H., Kim, H.J., 2017. Temporomandibular joint reconstruction with alloplastic prosthesis: the outcomes of four cases. *Maxillofac. Plast. Reconstr. Surg.* 39. <https://doi.org/10.1186/s40902-017-0103-7>.
- Ramos, A., Mesnard, M., 2015. Christensen vs Biomet Microfixation alloplastic TMJ implant: Are there improvements? A numerical study. *J. Cranio-Maxillofacial Surg.* 43, 1398–1403. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2015.07.009>.

- Reddy, A., Caicedo, M.S., Samelko, L., Jacobs, J.J., Hallab, N.J., 2014. Implant debris particle size affects serum protein adsorption which may contribute to particle size-based bioreactivity differences. *J. Long. Term. Eff. Med. Implants* 24, 77–88. <https://doi.org/10.1615/jlongtermedfmedimplants.2014010118>.
- Rhee, S.-H., Baek, S.-H., Park, S.-H., Kim, J.-C., Jeong, C.-G., Choi, J.-Y., 2019. Total joint reconstruction using computer-assisted surgery with stock prostheses for a patient with bilateral TMJ ankylosis. *Maxillofac. Plast. Reconstr. Surg.* 41. <https://doi.org/10.1186/s40902-019-0225-1>.
- Ribeiro, A.R., Gemini-Piperni, S., Travassos, R., Lemgruber, L., Silva, R.C., Rossi, A.L., Farina, M., Anselme, K., Shokuhfar, T., Shahbazian-Yassar, R., Borojevic, R., Rocha, L.A., Werckmann, J., Granjeiro, J.M., 2016. Trojan-Like Internalization of Anatase Titanium Dioxide Nanoparticles by Human Osteoblast Cells. *Sci. Rep.* 6. <https://doi.org/10.1038/srep23615>.
- Rodrigues, Y.L., Matheu, M.T., Mercuri, L.G., da Silva, J.S.P., Henriques, B., Souza, J.C.M., 2018. Biomechanical simulation of temporomandibular joint replacement (TMJR) devices: a scoping review of the finite element method. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2018.02.005>.
- Ryu, J., Cho, J., Kim, H.M., 2016. Bilateral temporomandibular joint replacement using computer-assisted surgical simulation and three-dimensional printing. *J. Craniofac. Surg.* 27, e450–e452. <https://doi.org/10.1097/SCS.0000000000002766>.
- Siegmund, B.J., Winter, K., Meyer-Marcotty, P., Rustemeyer, J., 2019. Reconstruction of the temporomandibular joint: a comparison between prefabricated and customized alloplastic prosthetic total joint systems. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 48, 1066–1071. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2019.02.002>.
- Silva, A. de M., Figueiredo, V.M.G. de, Prado, R.F. do, Santanta-Melo, G. de F., Ankha, M. del V.E.A., de Vasconcellos, L.M.R., da Silva Sobrinho, A.S., Borges, A.L.S., Nogueira Junior, L., 2019. Diamond-like carbon films over reconstructive TMJ prosthetic materials: Effects in the cytotoxicity, chemical and mechanical properties. *J. Oral Biol. Craniofacial Res.* 9, 201–207. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2019.04.003>.
- Sinno, H., Tahiri, Y., Gilardino, M., Bobyn, D., 2011. Engineering alloplastic temporomandibular joint replacements. *McGill J. Med.* 13, 63.
- van Loon, J.P., de Bont, L.G.M., Boering, G., 1995. Evaluation of temporomandibular joint prostheses. Review of the literature from 1946 to 1994 and implications for future prosthesis designs. *J. Oral Maxillofac. Surg.* [https://doi.org/10.1016/0278-2391\(95\)90110-8](https://doi.org/10.1016/0278-2391(95)90110-8).
- Van Loon, J.P., Verkerke, G.J., De Vries, M.P., De Bont, L.G.M., 2000. Design and wear testing of a temporomandibular joint prosthesis articulation. *J. Dent. Res.* 79, 715–721. <https://doi.org/10.1177/00220345000790020401>.
- Westerman, A., Leiggner, C., Aagaard, E., Lindskog, S., 2011. Histological findings in soft tissues around temporomandibular joint prostheses after up to eight years of function. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 40, 18–25. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2010.09.009>.
- Wolford, L.M., Mercuri, L.G., Schneiderman, E.D., Movahed, R., Allen, W., 2015. Twenty-year follow-up study on a patient-fitted temporomandibular joint prosthesis: The Techmedica/TMJ Concepts device. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 73, 952–960. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2014.10.032>.
- Y, H., L., Z., D., H., C., Y., M., C., S., Z., H., L., E., E., Hu, Y., Zhang, L., He, D., Yang, C., Chen, M., Zhang, S., Li, H., Ellis, E.I.I.I., 2017. Simultaneous treatment of temporomandibular joint ankylosis with severe mandibular deficiency by standard TMJ prosthesis. *Sci. Rep.* 7, 45271. <https://doi.org/10.1038/srep45271> LK -http://sfx.hul.harvard.edu/sfx_
- Zaveri, T.D., Dolgov, N.V., Lewis, J.S., Hamaker, K., Clare-Salzler, M.J., Keselowsky, B.G., 2017. Macrophage integrins modulate response to ultra-high molecular weight polyethylene particles and direct particle-induced osteolysis. *Biomaterials* 115, 128–140. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2016.10.038>.
- Zou, L., Zhang, L., He, D., Yang, C., Zhao, J., Ellis, E., 2018. Clinical and Radiologic Follow-Up of Zimmer Biomet Stock Total Temporomandibular Joint Replacement After Surgical Modifications. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 76, 2518–2524. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2018.06.013>.