



# **UNIVERSIDADE FEDERAL DO ABC**

## **Processamento e Análise de Falhas em Biomateriais - EN3326**

### **Estudos de caso: falhas em Biomateriais**

Alessandra Mayumi Honda - RA 11019811

Clóvis de Lima - RA: 1119608

Silvia Helena de Barros Alves - RA 11127710

Bruna Ferreira Ribeiro - RA 11052809

Santo André/2015

## RESUMO

O trabalho apresenta duas análises de estudo de casos de falhas em biomateriais. A primeira análise foi o artigo da UnilesteMG , onde eles fizeram um estudo em hospitais da rede pública com pessoas atendidas pelo SUS sobre as falhas de implantes metálicos coxo - femural e joelho. O segundo estudo de caso foi baseado em casos clínicos reais retratados pela Revista Brasileira de Cirurgia Plástica em relação a aplicações de preenchimentos permanentes subcutâneos bem como as sequelas tardias apresentadas.

## Sumario

Resumo -----	01
1 . INTRODUÇÃO -----	03
1.1. PROPRIEDADES DOS BIOMATERIAIS -----	04
1.2. RESPOSTAS TECIDUAIS -----	05
1.3. FALHAS EM BIOMATERIAIS -----	06
2. BIOMATERIAIS -----	07
2.1 Biomateriais metálicos -----	07
2.2 Biomateriais cerâmicos -----	08
2.3 Biomateriais poliméricos -----	09
3. Objetivos -----	10
4. Avaliação de falhas de implantes metálicos coxo-femural e joelho -----	10
5. Avaliação de complicações tardias dos preenchimentos permanentes --	14
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS -----	17

# 1. INTRODUÇÃO

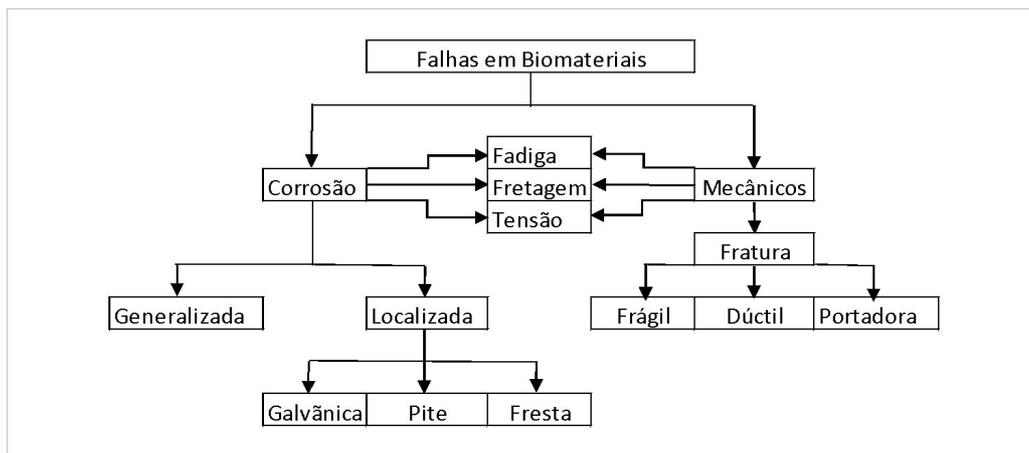
Biomateriais são materiais de origem biológica ou sintética utilizados para confecção de implantes, aparelhos ou sistemas que estarão em contato com sistemas biológicos e tecidos vivos com objetivo de reparar perdas teciduais e restaurar funções comprometidas por processos degenerativos ou traumatismos, além disto há ainda a influência dos processos de envelhecimento naturais e de afecções do organismo que culminam com perdas funcionais, traumas decorrentes de acidente com veículos, armas, ferramentas e de práticas esportivas (TURRER; FERREIRA, 2008).

Dados mundiais revelam que entre 1940 e 1975, aproximadamente cem milhões de implantes metálicos foram colocados em seres humanos, e estima-se que com os avanços tecnológicos e maior longevidade da população mundial esses números sejam proporcionalmente maiores, no entanto a ocorrência de falhas de implantes cirúrgicos durante o uso não é rara. As falhas podem ser desencadeadas por vários fatores, como na seleção do material, erros de projeto, na produção e na colocação do implante; falhas de reparação do osso; ou ainda pela combinação desses fatores (AZEVEDO; HIPPERT JUNIOR, 2002).

Os implantes cirúrgicos utilizados na medicina, são submetidos ao meio bioquímico existente no corpo humano e a solicitações mecânicas, que favorecem a ocorrência de falhas. Até a década de 60 havia grande incidência de falhas devido a causas metalúrgicas, por exemplo: defeito de fabricação e especificação inadequada de materiais. Atualmente, grande parte das falhas em implantes ocorrem devido a fatores biomecânicos, bioquímicos ou clínicos que conduzem a fadiga ou corrosão, ou a interação desses dois mecanismos, ilustrado na Figura 1. Alguns fatores são; fixação cirúrgica inadequada, ações corrosivas dos fluídos do corpo, carga precoce devido a movimentação do paciente, sobrecarga devido a problemas de recuperação óssea e escolha incorreta do design do implante.

Além disso sabe-se que tanto as propriedades mecânicas como a resistência e a corrosão são influenciadas pela condição superficial dos implantes, que não

devem conter qualquer tipo de imperfeição que possa conduzir a nucleação de trincas de fadiga.



**Figura 1:** Fluxograma de falhas em biomateriais.

## 1.1. PROPRIEDADES DOS BIOMATERIAIS

Conhecer as propriedades básicas na ciência dos materiais e suas aplicações é fundamental para a compreensão dos mecanismos que agem sobre a relação entre os implantes e o tecido hospedeiro. Essas propriedades são baseadas na interface entre a estrutura interna do material, as técnicas para o seu processamento e suas propriedades (TURRER; FERREIRA, 2008).

A estrutura interna de um material possui níveis de organização e o arranjo espacial dos átomos e as ligações entre eles determinam o tipo de material formado - metais, cerâmicas e polímeros, podendo ser ordenados formando uma estrutura cristalina ou desordenada, configurando estrutura amorfa não-cristalina, determinando o comportamento de cada material (TURRER; FERREIRA, 2008).

A fase do processamento de materiais também é um fator importante e envolve métodos utilizados para sua fabricação e estabelecimento de sua forma/estrutura final, envolvendo os mais variados métodos, envolvendo processos térmicos, químicos e mecânicos (TURRER; FERREIRA, 2008).

## 1.2. RESPOSTAS TECIDUAIS

O sucesso do implante também depende da resposta tecidual do sítio receptor e do tipo de interface e adesão que ocorre entre implante e tecido vivo do hospedeiro, tal que, qualquer material implantado em um organismo vivo estimula alguma resposta do organismo (TURRER; FERREIRA, 2008).

Existem quatro tipos de respostas teciduais a implantes: se o material é tóxico, isso acarreta a morte do tecido adjacente (por exemplo, contato com metais pesados como chumbo); se o material não é tóxico e considerado biologicamente inerte, ocorre a formação de cápsula de tecido fibroso com espessura variável, de acordo com a intensidade de resposta do organismo (por exemplo, silicones); se o material não é tóxico e considerado biologicamente ativo (bioativo) ocorre a formação de uma interface de adesão contínua entre tecido e implante (por exemplo, polietileno poroso e vitrocerâmicas); por fim, se o material não é tóxico e se dissolve no organismo com o tempo (biorreabsorvível) e os tecidos ao seu redor o substituem (por exemplo, polímeros absorvíveis) (TURRER; FERREIRA, 2008).

A adesão do material ao sítio receptor é diretamente relacionada ao desempenho do implante em longo prazo, pois a presença de movimentos entre o implante e a cápsula que o envolve é mecanismo reconhecido como responsável pela falha e perda de próteses e órteses (TURRER; FERREIRA, 2008).

A presença de poros na superfície dos materiais aumenta a área de contato com o tecido receptor, além de favorecer a invasão tissular para dentro do implante. Esta migração celular a partir da superfície de contato aumenta a adesividade do implante, melhorando a vascularização no local e minimizando riscos de infecção ou colonização bacteriana. Outro fator é a interconectividade entre os poros que é tão importante quanto o tamanho dos mesmos, de forma que o crescimento tecidual, a invasão tissular para dentro do implante e a interface implante-hospedeiro vão promover estabilidade e aumentar a resistência do implante (TURRER; FERREIRA, 2008).

A resistência de um material pode diminuir devido à porosidade, que aumenta a exposição do implante a ações do meio biológico. Porém, esta porosidade promove formação de interface de adesão chamada de bioatividade. Esta interface

possui propriedades mecânicas que estabilizam o implante no local receptor, formando um complexo integrado entre implante e tecido hospedeiro. Esta propriedade responsável pela biocompatibilidade dos biomateriais é fundamental para o desempenho adequado das funções de determinados implantes, bem como para o êxito dos procedimentos que os utilizam (TURRER; FERREIRA, 2008).

### 1.3. FALHAS EM BIOMATERIAIS

A escolha de um biomaterial deve ser criteriosa obedecendo a vários requisitos, por exemplo: não interferir no mecanismo de defesa do organismo, exibir propriedades coerentes com a função específica do implante (AZEVEDO; HIPPERT JUNIOR, 2002). Mas quando há a necessidade de cirurgias de revisão ou reparo as normas internacionais recomendam que durante a cirurgia de recolocação a equipe médica deva fotografar o local antes e depois da retirada do implante; obter amostras para exames microbiológicos e histológicos; retirar cuidadosamente o implante, preservando as superfícies danificadas e de fratura; identificar todos os componentes e promover a esterilização das peças. Recomenda-se ainda, que esses componentes sejam enviados para os ensaios de conformidade do material, análise dimensional e exame fractográfico da superfície de fratura (AZEREDO; HIPPERT JUNIOR, 2002).

De acordo com Mello(2013), existem muitos casos relacionados a silicone líquido industrial utilizado como forma clandestina para aplicações estéticas e apresenta graves sequelas. Sua remoção completa do tecido é difícil e chega até ser impossível. Exemplos como esse mostram que a busca pela aparência desejada através de cirurgias plásticas estéticas devem ter total atenção desde sua fabricação (origem do produto e seu processamento) bem como o estudo prévio de biocompatibilidade com o possível paciente e aplicações realizadas por um corpo clínico experiente.

Porém, infelizmente, não há no Brasil na legislação sanitária atual norma que tornem compulsórios os procedimentos de notificação e de investigação dos casos de falhas de implantes cirúrgicos. Em comparação aos países desenvolvido muito

pouco é dito na legislações brasileira que regulamentem a comercialização de implantes cirúrgicos, o que torna quase inviável um estudo estatístico ou de impacto técnico-econômicos nos gastos públicos. Há uma carência de versões nacionais de algumas normas importantes, como por exemplo, documentos que tratam das especificações de ligas usadas em implantes bem como os procedimentos de retirada e análise de falha de implantes cirúrgicos (fabricados em metal, cerâmica e polímeros) (AZEREDO; HIPPERT JUNIOR, 2002). O trabalho de normatização é um requisito essencial para a melhoria da qualidade dos produtos utilizados no Brasil.

## **2. Biomateriais**

### **2.1. Biomateriais metálicos**

A classe dos metais é amplamente utilizada em próteses e como elementos estruturais e na estabilização de fraturas ósseas, destacando-se pela excelente resistência mecânica associada à capacidade de deformação e elevada tenacidade, além da facilidade de fabricação e baixo custo (TURRER; FERREIRA, 2008). Intrínseco à essas propriedades deve ser considerado o conceito de biocompatibilidade do material, que pode ser definida como um estado sinérgico entre o material e o ambiente fisiológico, ou seja, o material a ser utilizado não deve desencadear reações desfavoráveis no sistema biológico necessitando, em muitos casos, desenvolver respostas teciduais adequadas aos sistemas hospedeiros (AZEVEDO;HIPPERT JUNIOR,2002)

A maioria dos elementos metálicos, como ferro, cromo, cobalto, níquel, titânio e suas ligas usadas na confecção de implantes, é bem tolerada pelo organismo vivo, fazendo desses materiais a principal escolha para tratamento de fraturas ósseas. A tolerância a carregamento mecânico é requisito para sua utilização e sistemas têm sido desenvolvidos com o objetivo de minimizar alterações ósseas causadas pela diferença na distribuição de tensões em regiões submetidas a osteossínteses (TURRER; FERREIRA, 2008).

De maneira geral, os implantes metálicos trabalham sob a ação de complexos carregamentos mecânicos em meio salino, o que exige desses materiais

ótima resistência à corrosão, e os mecanismos tribológicos (desgastes e corrosão) podem promover a liberação de partículas ou de íons metálicos no corpo humano ocorrendo além de falhas prematuras do implante, reações sistêmicas adversas aos seres humanos (AZEVEDO; HIPPERT JUNIOR, 2002).

A bioadesão é muito importante para garantir a biofuncionalidade do implante e é definida como a ligação em torno da região interfacial entre a superfície do implante (biomaterial estrutural) e as células e/ou tecido (AZEVEDO; HIPPERT JUNIOR, 2002).

Dentre os biomateriais metálicos, os aços inoxidáveis, principalmente os austeníticos do tipo 316L (ASTM F138), ligas Co-Cr-Mo (ASTM F75, F799), Co-Ni-CrMo (ASTM F562), titânio puro e Ti-6Al-4V (ASTM F67 e F136) são os mais usados (AZEVEDO; HIPPERT JUNIOR, 2002; TURRER; FERREIRA, 2008).

Infelizmente, a maioria dos implantes das articulações (próteses cimentadas) apresentam uma vida útil pré-determinada onde em algum momento será preciso uma nova cirurgia de revisão e/ou reparo, sendo que esta segunda intervenção sempre causa um novo trauma para o paciente e representa um custo extra para o Sistema Único de Saúde (SUS) (AZEVEDO; HIPPERT JUNIOR, 2002).

## 2.2 Biomateriais cerâmicos

As cerâmicas (incluem os vidros e vitro-cerâmicas) englobam uma gama enorme de composições não-metálicas/ inorgânicas, com aplicações médicas e odontológicas (TURRER; FERREIRA, 2008).

As cerâmicas e biovidros em contato com sistemas vivos promovem reação na superfície do implante, produzindo camada de hidroxiapatita, formada por cristais de cálcio e fósforo que também são presentes na fase mineral do tecido ósseo, esta capacidade se aumenta as possibilidades de êxito de implantes confeccionados a partir destes materiais pela interface contínua com o tecido hospedeiro, promovendo maior adesão de forma que os tipos de adesão entre tecido e implante de biocerâmicas são: fixação morfológica, fixação biológica e fixação bioativa (TURRER; FERREIRA, 2008).

Os materiais cerâmicos não possuem propriedade de deformação plástica comparado aos metais, por isto possuem baixa tenacidade a fraturas, o que os torna frágeis e pouco indicados para o uso em regiões submetidas a tensões elevadas, sendo que durante seu processamento podem ocorrer pontos de concentração de tensões, causando microtrincas que ao se submeterem à tração podem se propagar devido à baixa tenacidade deste material, sendo materiais frágeis, e a fratura é o mecanismo mais comum de falha destes materiais. Cerâmicas também não têm boa capacidade de se deformar sob ação de uma força, sendo esta propriedade considerada fator limitante para o uso de implantes cerâmicos quando o objetivo é restauração de forma e contorno (TURRER; FERREIRA, 2008).

### 2.3. Materiais Poliméricos

Os polímeros são representados por um extenso grupo de materiais que apresentam caráter macromolecular, baixa densidade, baixa resistência à altas temperaturas e baixa condutividade elétrica e térmica (TURRER; FERREIRA, 2008).

Alguns polímeros naturais, como celulose, algodão e seda, são utilizados em aplicações biomédicas desde o início da civilização. Os polímeros sintéticos vêm sendo utilizados desde 1950, e os mais conhecidos em aplicações biomédicas são: polimetilmetacrilato, polietileno e poliuretano. Possuem propriedades térmicas que os dividem em termoplásticos, ou seja, sofrem deformação a partir da aplicação de pressão sob temperaturas mais elevadas (polietileno, polipropileno, polimetilmetacrilato, politetrafluoretileno, poliamidas) ou termorrígidos que não podem ser reprocessados facilmente, uma vez adquirida a forma final (borrachas vulcanizadas, hidrogéis, resinas epoxídicas e fenólicas) (TURRER; FERREIRA, 2008).

Em relação ao comportamento mecânico, os polímeros apresentam alta ductibilidade, ou seja, são capazes de sofrer deformação plástica para absorver a energia de um impacto antes de ocorrer a fratura do material, mas essa classe de materiais pode apresentar comportamentos diversos de acordo com a temperatura e o tempo em que estão implantados. Tais propriedades mecânicas permitem a sua

utilização para substituição de tecidos moles ou rígidos como osso, observadas as questões relacionadas a tensões no sítio receptor (TURRER; FERREIRA, 2008).

### **3. Objetivos**

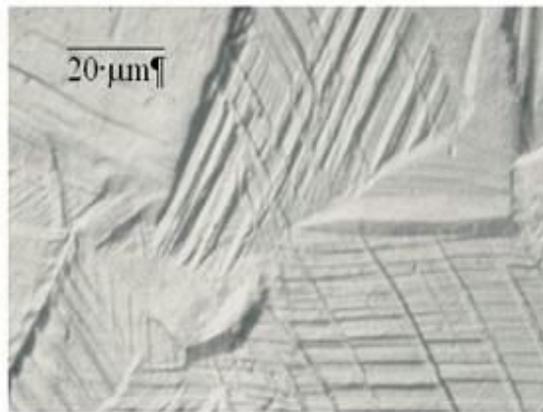
Este trabalho teve como objetivo fazer um levantamento de dois estudos de casos de falhas em biomateriais. O primeiro é a avaliação de falhas e implantes metálicos coxo- femural e joelho. O segundo são as sequelas tardias de preenchimentos permanentes subcutâneos faciais por biomateriais poliméricos.

### **4. Avaliação de falhas de implantes metálicos coxo-femural e joelho**

Para a nossa análise pegamos o artigo do Centro Universitário do Leste de Minas Gerais (UnilesteMG) (K.B. Fonseca, H.H. Pereira, S.N. Silva, 2005) que avaliou 16 próteses defeituosas recolhidas em hospitais da rede pública que atendem pacientes de SUS com o propósito de analisar as falhas prematuras (inferior a 5anos). Eles realizaram ensaios destrutivos e não-destrutivos nas próteses. Os ensaios destrutivos para avaliação metalográfica foram feitos através do seccionamento das hastes desta prótese metálica, por intermédio de cortes com lubrificação adequada para se obter uma secção transversal da peça e uma amostra para micro-análise (EDS) da superfície das próteses. Estas amostras já devidamente cortada foram levada ao laboratório da Universidade onde foram embutidas em baquelite, em seguida foram feitos ensaios de dureza, microscopia ótica e microscopia eletrônica de varredura nas amostras. Os ensaios não-destrutivos consistiu de uma inspeção na superfície das próteses buscando evidenciar causas e/ou possíveis defeitos que causaram as falhas das mesmas.

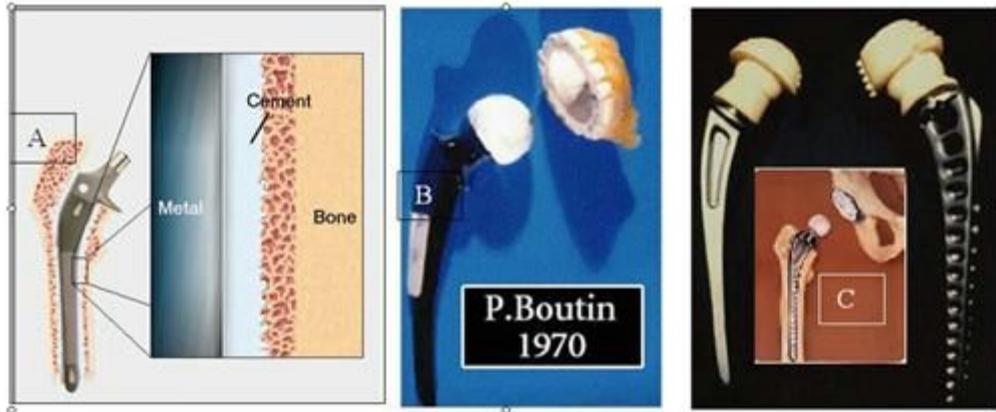
Segundo o artigo (K.B. Fonseca, H.H. Pereira, S.N. Silva, 2005), devido a falta de normatização nacional, os resultados estatísticos no país ainda não são bem estabelecidos, mas existe uma significativa diferença entre a durabilidade das

próteses das articulações colocadas em países desenvolvidos (quase sempre muito superior a 10 anos) e as próteses colocadas aqui no Brasil (inferior, na maior parte, aos 10 anos). Segundo o artigo, os fabricantes ignoram questões básicas das boas práticas de fabricação, como mostra a Figura 2, onde nota-se a qualidade inferior do material metálico utilizado na confecção do implante, porque segundo o artigo a quantidade de Cromo é menor que 9% no contorno de grão e esta deficiência propicia a maior facilidade a degradação da peça.



**Figura 2:** Micrografia da secção pólida e atacada com reagente Kalling da base da haste de um prótese coxofemoral de aço AISI316L. A análise por EDS mostra perda de cromo devido ao processo de fabricação (sensitização). Existe um alto risco de corrosão quando o Cr é menor que do que 9% nos contornos de grão

Também foram identificadas, segundo o artigo, causas possivelmente relacionadas à polimerização do PMMA durante o ato cirúrgico, o que acarretou uma elevação da temperatura e posterior perda da biofixação das próteses devido a morte celular na interface cimento/osso, observados o esquema de implantação de uma prótese cementada (Figura 3).



**Figura 3:** A) Esquema de colocação de uma prótese coxofemoral cementada. B) Design de uma prótese do início dos anos 70. C) Design de próteses contemporâneas com PE de alta densidade e/ou cerâmica com hastes vazadas.

E a presença de resíduos de PMMA encontrados na haste de uma prótese danificada removida (Figura 4).



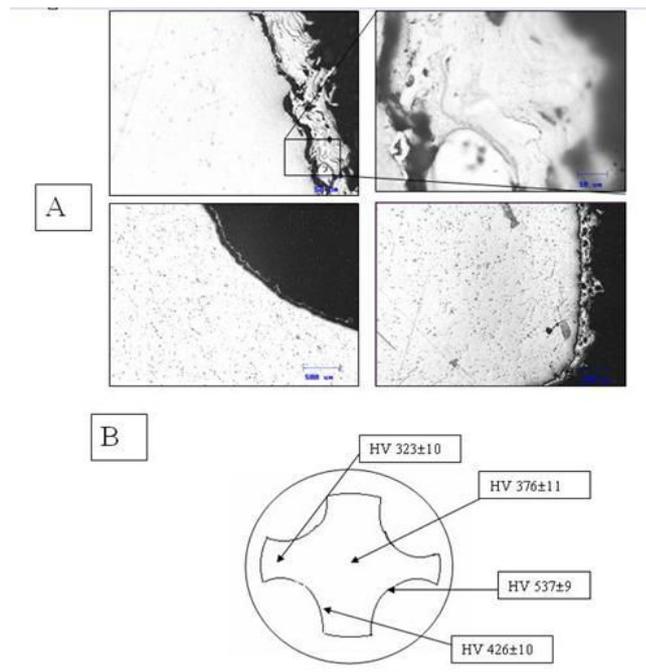
**Figura 4:** Aspecto da falha na interface cimento/osso. A fratura possivelmente teve início na base da haste e foi acelerada por corrosão (mecanismo triboquímico na zona de maior esforço).

Percebe-se que nos resíduos deste polímero apresentam pontos escuros o que caracterizam pontos de infecção, observados na Figura 5, uma prótese de joelho a infecção está mais evidente. Estes pontos infeccionados podem ter propiciado e/ou acelerado a inutilização do implante.



**Figura 5:** Prótese joelho cimentada pontos escuros no PMMA possíveis focos de infecção por onde inicio o colapso das próteses

O artigo também apresentou os ensaios de dureza, o esquema da vista superior da amostra que foi embutida, e os resultados de dureza em pontos da superfície foram colocados na Figura 5. Os resultados de dureza mostram que o método de conformação gera tensões residuais que provavelmente tem relação com as perdas prematuras.



**Figura 6:** A) Micrografias de próteses coxofemorais de Ti6Al4V, onde se observa grande número de inclusões e uma corrosão superficial. B) No diagrama estão indicadas as microdurezas Vickers em regiões distintas das base das hastes

## 5. Avaliação de complicações tardias dos preenchimentos permanentes

Os casos abaixo relatam diferentes pessoas que fizeram o uso de biomateriais poliméricos como preenchimento permanente subcutâneos e, posteriormente, apresentaram respostas indesejadas da região aplicada. Para melhor análise, os casos foram divididos em 3 grupos: silicone líquido, PMMA e materiais combinados. As cirurgias aconteceram entre o início de 1999 e o final de 2007 com 31 pessoas de idade entre a terceira e sexta década, homens e mulheres, ambos com complicações tardias.

No grupo 1, os casos foram de preenchimentos a base de silicone líquido com 28 mulheres e 3 homens entre 40 e 60 anos.



**Figura 7:** Casos clínicos de silicone líquido injetável. Nas imagens A e C, exemplos de sequelas deste preenchimento, como inflamações e siliconoma. Nas imagens B e D, após tratamento.

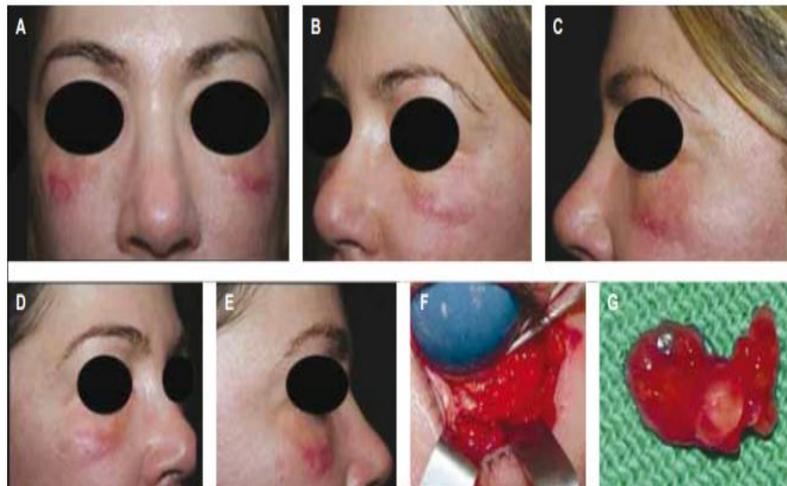
As inflamações foram as mais relatadas para este tipo de preenchimento, bem como deformações faciais implicando nas mímicas faciais.

No grupo 2, os casos foram de preenchimentos a base PMMA com 16 mulheres e 2 homens entre 30 e 60 anos.



**Figura 8:** Caso de aplicação de PMMA com sequelas de preenchimento, como necrose tecidual.

No grupo 3, os casos foram de preenchimentos a base de materiais combinados com 2 mulheres entre 30 e 50 anos.



**Figura 9:** As imagens A,B,C,D,E são sobre as sequelas apresentadas por uso de materiais combinados apresentado sequelas como granuloma, edema e eritema. Nas imagens F e G a presença de acúmulo do preenchimento utilizado.

Os preenchimentos permanentes apresentados foram aplicados na região facial, zonas sensíveis e suscetíveis a inflamações por vários fatores, desde excesso na dosagem aplicada até baixa biocompatibilidade do biomaterial com o tecido.

Fala-se em preenchimento permanente quando consideramos um biomaterial que terá efeito ainda após 1-2 anos. É por isso que alguns efeitos adversos são tardios.

Os exemplos apresentados por Vargas (2009) relatam diferentes pessoas com a mesma ou diversas reações após o preenchimento permanente com polímeros utilizados como biomateriais. E apesar de casos assim, a busca por tratamentos faciais desse gênero não desacelerou, pelo contrário, cresceu tanto nos últimos anos, tanto em aplicações como nas pesquisas. Hoje já se sabe que esses biomateriais devem possuir baixo potencial de migração tecidual, evitando alterações teciduais em locais até mesmo distantes da aplicação.

De modo geral, não se sabe ao certo o real motivo dos problemas apresentados nestes casos clínicos, entretanto, o próprio artigo sugere que o pré-estudo é de suma importância, destacando a avaliação do local que será aplicado, a reação potencial de hipersensibilidade, no tempo de permanência necessário para atingir o resultado desejado e a familiarização do cirurgião em saber escolher o melhor biomaterial para isso.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AZEVEDO, Cesar R. de Farias; HIPPERT JUNIOR, Eduardo. Análise de falhas de implantes cirúrgicos no Brasil: a necessidade de uma regulamentação adequada. **Cad. Saúde Pública**, Rio de Janeiro, v. 5, n. 18, p.1347-1358, set. 2002. Disponível em: <<http://www.scielo.org/pdf/csp/v18n5/11008.pdf>>. Acesso em: 19 nov. 2015.

BENTO, C.A.S., “Estudo da Interface Ti-6al-4v/TiO2 por Microscopia Eletrônica de Varredura”.**Dissertação M.Sc., USP**, São Carlos, 2000. Disponível em <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/88/88131/tde-13122001-151942/pt-br.php>> Acesso em: 19 nov. 2015

K.B. Fonseca, H.H. Pereira, S.N. Silva, Avaliação de Falhas em Implantes Metálicos Coxo-Femoral e Joelho Retirados de Pacientes. Disponível em:<<http://www.materia.coppe.ufrj.br/sarra/artigos/artigo10685/>> Acesso em 15 de Novembro de 2015

MELLO, F.D; GONÇALVES, K.C; FRAGA, M.F.; PERIN, L.F.; JR, A.H. Complicações locais após injeção de silicone líquido industrial - série de casos. **Rev. Col. Bras. Cir.** 2013; 40(1): 037-043. Disponível em <<http://www.scielo.br/pdf/rcbc/v40n1/07.pdf>>. Acesso em: 20 nov 2015

TURRER, Clarissa Leite; FERREIRA, Felipe Pacheco Martins. Biomateriais em Cirurgia Craniomaxilofacial: princípios básicos e aplicações - revisão de literatura. **Rev. Bras. Cir. Plást.**, S.l, v. 3, n. 23, p.234-239, 2008. Disponível em: <<http://www.rbc.org.br/imageBank/PDF/23-03-19.pdf>>. Acesso em: 19 nov. 2015.

VARGAS, A.F; AMORIM, N..G; PITANGUY,I. Complicações tardias dos preenchimentos permanentes. **Rev. Bras. Cir. Plást.** 2009; 24(1): 71-81. Rio de Janeiro,RJ. Disponível em <[http://www.rbc.org.br/detalhe\\_artigo.asp?id=447](http://www.rbc.org.br/detalhe_artigo.asp?id=447)> . Acesso em: 20 nov. 2015