

ARTHROPLASTIES PROTHETIQUES

DEFAILLANCE PHYSIQUE DES IMPLANTS

CORROSION PAR *EFFET PILE*

A. AARON

GECO 2010

MODES DE DEFAILLANCE D'UN IMPLANT ARTICULAIRE METALLIQUE

- La fatigue
- L'usure et adhésion
- La corrosion

CORROSION

COMPORTEMENT DES METAUX

dans un milieu donné

Métaux inertes:

ne se corrodent pas

Or - Argent - Platine

Métaux actifs:

se corrodent spontanément en libérant des ions

Métaux passifs:

se protègent par une couche d'oxydes protecteurs

**Tantale - Aluminium – Titane - Acier inox -
Alliages de cobalt chrome - Plomb**

METAUX PASSIFS

- CARACTERISTIQUES

STABILITE DE LA COUCHE PASSIVEE

Metal	RESISTANCE
	(kcal/g mol)
Tantale	500.1
Aluminium	389.5
Chrome	267.4
Uranium	256.6
Titane	217.4
Vanadium	209.0
Acier inox	64.0

Vitesse de passivation naturelle variable selon milieu et métal

CORROSION DES PROTHESES

DIFFERENTS MODES DE CORROSION

Fretting corrosion

Corrosion sous contrainte (stress corrosion cracking)

Corrosion microbiologique

Corrosion galvanique ou « effet de pile »

Corrosion par piquûre (pitting corrosion)

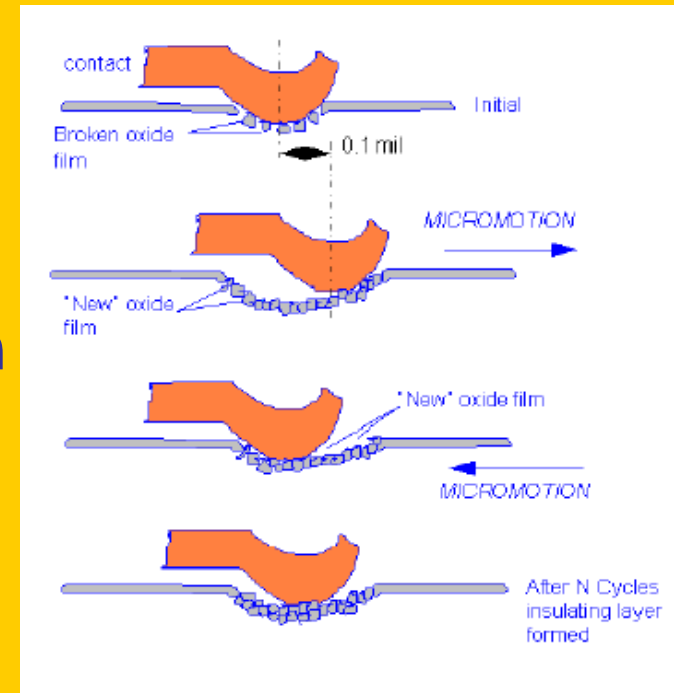
Corrosion inter granulaire (intergranular corrosion)

Corrosion galvanique par concentration

FRETTING CORROSION

Destruction des pics des rugosités lors de mouvements vibratoires sous charge.

**Le film passivé est détruit par l'abrasion
Le métal exposé subit la corrosion par l'oxygène ambiant.**



Un courant galvanique peut se produire entre la surface non passivée et les particules arrachées

CORROSION SOUS CONTRAINTE

Causée par les effets simultanés de contraintes mécaniques dans un milieu ambiant corrosif

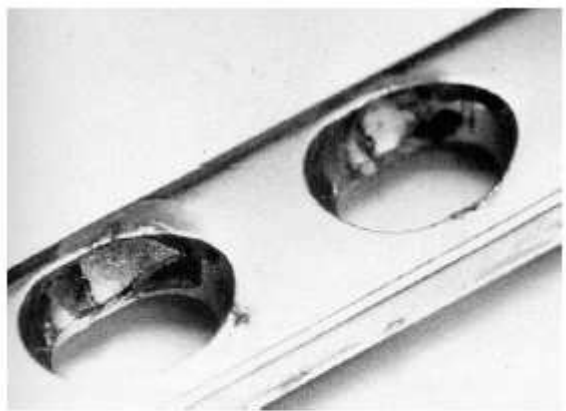
Les contraintes peuvent être dues au fonctionnement mais aussi être des contraintes internes liées au processus de production

Apparition de fissures inter ou transgranulaires dont la direction générale de propagation est perpendiculaire à la plus grande contrainte.



CORROSION MICROBIOLOGIQUE

ou CORROSION MICROBIOLOGIQUEMENT INFLUENCEE



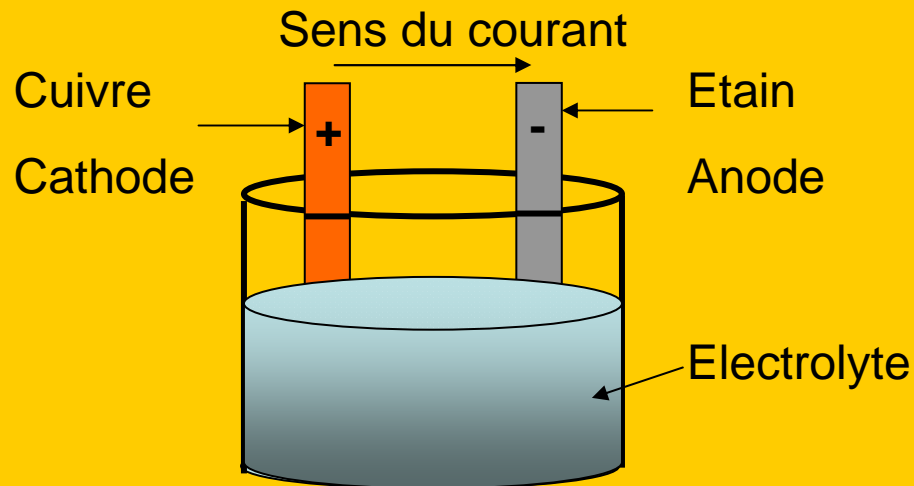
Corrosion en crevasse
survenant dans l'espace
restreint entre la vis et la
plaque de fixation dans un
cas d'ostéosynthèse.

**Causée par la présence et
l'activité de cellules qui isolent
l'implant par un biofilm sous
lequel peut se créer un milieu
corrosif**

CORROSION GALVANIQUE

PRINCIPE

Décomposition électrolytique du métal le moins noble qui se corrode



Métal	Potentiel(V)
Or	1,43
Platine	1,20
Mercure	0,86
Argent	0,79
<i>Cuivre</i>	<i>0,35</i>
<i>Etain</i>	<i>- 0,15</i>
Molybdène	- 0,20
Nickel	- 0,25
Cobalt	- 0,27
Fer	- 0,43
Chrome	- 0,56
Zinc	- 0,76
Aluminium poli	- 1,45
Titane	- 1,63
Lithium	- 3,02

METEAUX INERTES

METEAUX PASSIFS

CORROSION GALVANIQUE

Trois conditions sont nécessaires :

Des métaux de nature différentes : C'est la différence de potentiel de dissolution entre deux métaux qui provoque le phénomène. Il faut une différence de potentiel > 100 mV pour voir apparaître la **corrosion**.

La présence d'un électrolyte en général aqueux : La présence d'ions dans le milieu aqueux , accélère le phénomène.

La continuité électrique entre les deux métaux :

Le phénomène diminue très rapidement en éloignant les deux métaux.

Il faut qu'il y ait transfert de charges électriques pour avoir le phénomène de **corrosion**

CORROSION PAR PIQÛRE

Corrosion localisée qui survient lorsqu'une pièce est protégée contre la corrosion généralisée.

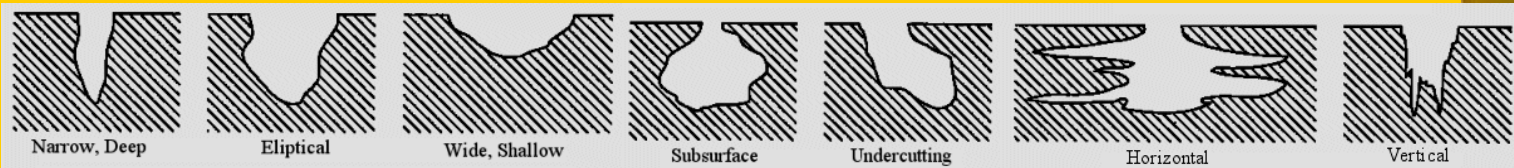
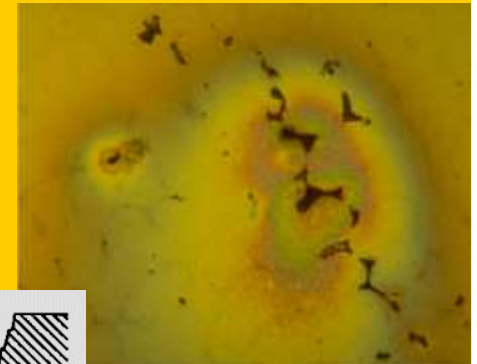
(exemple, acier inoxydable ou aluminium).

La corrosion par piquûre est due aux hétérogénéités microscopiques du métal, il s'agit d'une **corrosion galvanique localisée**

En surface, on ne voit qu'un petit point.

En dessous, il y a une cavité importante.

- Est accélérée en milieu chloré

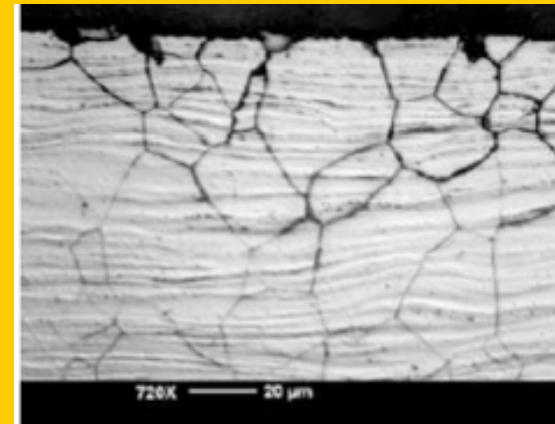


CORROSION INTERGRANULAIRE

Affecte les métaux qui contiennent des impuretés telles que carbures, nitrites, ferrites, aluminates dans les espaces inter granulaires.

Un **effet de pile** crée une corrosion entre ces impuretés et l'alliage.

Elle détruit les joints entre les grains de la structure métallique et réduit la résistance mécanique

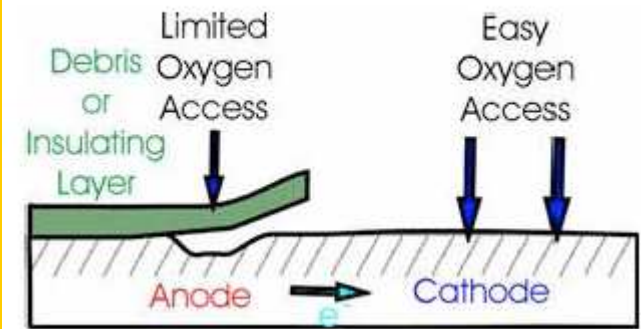
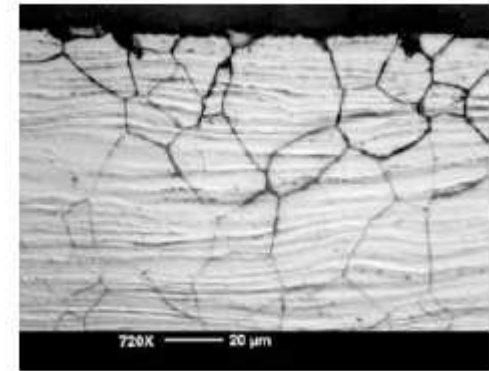


CORROSION PAR CONCENTRATION

La corrosion par pile de concentration est proche de la corrosion galvanique.

La différence tient dans le fait qu'il y a corrosion sur une pièce de **même métal**.

Seule la concentration du fluide qui baigne le métal varie en concentration



CONSEQUENCES PRATIQUES POUR LES PROTHESES

ETUDES D'EXPLANTS HANCHE

Années 1990*

Têtes cobalt chrome/ tige fémorale TA6V:
25% de cas de corrosion localisée
du titane

Métal	Potentiel [V]
Or	1.43
Platine	1.20
Argent	0.79
Molybdène	-0.20
Nickel	-0.25
Cobalt	-0.28
Fer	-0.44
Chrome	-0.73
Aluminium	-1.33
Titane	-1.63

Causes: Cobalt chrome de fonderie et taux de nickel
Passivation mal maîtrisée
Microfiletage absent ou incorrect
Tige avec fiber mesh

CORROSION BETWEEN THE COMPONENTS OF MODULAR FEMORAL HIP PROSTHESES
JOHN P. COLLIER, VICTOR A. SURPRENANT, ROBERT E. JENSEN, MICHAEL B. MAYOR, HELENE
P. SURPRENANT From Dartmouth Biomedical Engineering Center, New Hampshire



ETUDES D'EXPLANTS HANCHE

Tête CoCr / Tige fémorale CoCR

35% de traces de corrosion des 2 parties.

(Bilbert and Col.)

Causes:

Passivation mal maîtrisée

Microfiletage absent ou incorrect

Cobalt chrome de fonderie et **taux de nickel**



ALLIAGES UTILISES EN ORTHOPEDIE- CORROSION GALVANIQUE

		Cobalt	Chrome	Manganèse	Phosphore	Soufre	Nickel	Molybdène	Azote	Carbone	Silicium	Fer	Tungstène	Aluminium	Titane	Bore
ASTM F 799	Bas carbone	Balance	26 à 30	<1				5 à 7		<0,14	<1	<0,75				
Composition idem ASTM F 1537	Haut carbone	Balance	26 à 30	<2				5 à 7	<0,25	0,15 à 0,35						
ASTM F 75	Voir ISO 5832	Balance	27 à 30	1	0,02	0,01	0,5	5 à 7	<0,25	0,35	1	0,75	0,2	0,1	0,1	0,01
ISO 5832-4	voir ASTM 75	Balance	26,5 à 30				<1	4,5 à 7		0,35	<1	<1	← ET ACADEMIA			
ISO 5832-8		Balance	18 à 22	<1		<0,01	15 à 25	3 à 4		<0,05	<0,5	4 à 6	3 à 4		0,5 à 3,5	
ISO 5832 - 6		Balance	19 à 21	<0,15	<0,015	<0,01	33 à 37	9 à 10,5		<0,025	<0,15	<1			<1	
ASTM F 562-07	ISO 5832-6	Balance	19 à 21		<0,015	<0,01	33 à 37	9 à 10,5		<0,025	<0,15	<1			<1	<0,01
ISO 5832 - 12	Bas carbone	Balance	26 à 30	<1				5 à 7		<0,14	<1	<0,75				
ISO 5832-12	Haut carbone	Balance	26 à 30	<2				5 à 7	<0,25	0,15 à 0,35			← CF ACADEMIA			
ISO 5832-5		Balance	19 à 21	1 à 2	<0,04	<0,03	9 à 11			0,05 à 0,15	<0,4	<3	14 à 16			
ASTM F 90-07		Balance	19 à 21	1 à 2	<0,04	<0,03	9 à 11			0,05 à 0,15	<0,4	<3	14 à 16			
ASTM F 688-05		Idem ASTM F 562 mais pour toles et barres plates														

A couler

En lettre bleue, les nuances utilisées par FHI

A forger

En odontologie, alliage selon ASTM F 75

CONSEQUENCE DE L'AUGMENTATION DU TAUX DE NICKEL

Amélioration de la coulabilité et des caractéristiques mécaniques

Module élasticité 650 MPa pour alliage de Co Cr à 0% de Ni

850 MPa pour alliage de Co Cr à 35% de Ni

Diminution de la résistance de la couche passivée

800 mV pour 0% de Ni

450 mV pour 40% de Nickel

Evaluation électrochimique d'alliages de CoCR contenant du Ni à concentration variable

MOUWAKDIE S. ; POCHER Ph.; HORNEZ JC.; TRAISNEL M.; BREME J.; HILDEBRAND HF.

ETUDES D'EXPLANTS HANCHE

Tête inox 316L RSV / Tige fémorale inox 316 L RSV

70% de cas de corrosion sur les 2 parties

Le taux de N augmente la résistance de la couche passive donc réduit le risque de corrosion

316 L RSV	650 mV
acier inox à 1600 ppm de N	1170 mV

ETUDES D'EXPLANTS HANCHE

Tête CoCR sur tige fémorale inox

50% de cas de corrosion de la tige

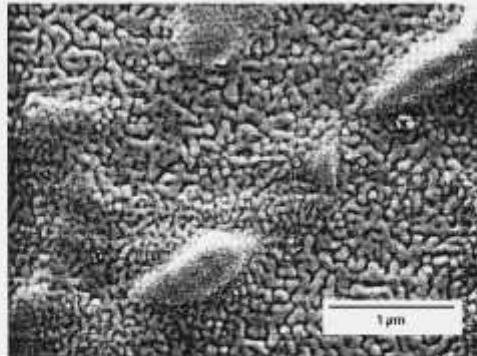
Métal	Potentiel [V]
Or	1.43
Platine	1.20
Argent	0.79
Molybdène	-0.20
Nickel	-0.25
Cobalt	-0.28
Fer	-0.44
Chrome	-0.73
Aluminium	-1.33
Titane	-1.63

ETUDES D'EXPLANTS HANCHE- RESUME

Risque principal pour le couple inox / inox

Peu de risque avec le couple titane / titane ou
titane / inox ou Titane / cobalt chrome

Aucune rupture d'implant imputable à la
corrosion



: Surface oxydée d'un alliage Ti6Al4V au MEB. Epaisseur de la couche oxydée : 200 nm).

ETUDES D'EXPLANTS RACHIS

**Pas de corrosion constatée sur des systèmes
comprenant des barres en alliage de titane et des vis
inox.**

**Traces légères constatées sur les assemblages inox
/ inox**

CONCLUSION

Les implants ne se corrodent que si la couche passivée est détruite.

En absence de destruction de la couche passivée, le risque de corrosion est acceptable en association TA6V avec TA6V, cobalt chrome, acier inox à taux d'azote élevé.

Le risque est plus élevé pour le couple Inox / Inox .

La métallurgie des alliages doit être définie pour réduire le risque de corrosion

La passivation naturelle ou provoquée (anodisation) réduit le risque de corrosion

Les produits de corrosion sont biologiquement actifs notamment les ions qui peuvent provoquer des réactions inflammatoires ou d'hypersensibilité aux métaux

(Jonathan BLACK – 1988)

