



Université de POITIERS

**Faculté de Médecine et de Pharmacie**

2024

**THESE**  
**POUR LE DIPLOME D'ETAT**  
**DE DOCTEUR EN PHARMACIE**  
(arrêté du 8 avril 2013)

présentée et soutenue publiquement  
le 20, mars, 2024 à POITIERS  
par **Madame, BOUCARD Anne-Sophie**

Evaluation des augmentations en tantale versus en titane poreux dans les reprises de prothèses totales de genou

**Composition du jury :**

**Président** : Monsieur le Professeur GREGOIRE Nicolas, professeur des universités praticiens hospitaliers en pharmacologie et pharmacométrie à la faculté de médecine et pharmacie de Poitiers

**Membres** : Monsieur BRILLAULT Julien, Maître de Conférences en pharmacocinétique et biopharmacie à la faculté de médecine et pharmacie de Poitiers  
Madame PUTMAN Sophie, chirurgien orthopédique au CHU de Lille  
Monsieur DARTUS Julien, chirurgien orthopédique au CHU de Lille

**Directeur de thèse** : Monsieur BLANCHEMAIN Nicolas, Directeur du master dispositifs médicaux et biomatériaux à la faculté de pharmacie de Lille

# LISTE DES ENSEIGNANTS

Année universitaire 2023-2024

## SECTION PHARMACIE

### Professeurs des universités-praticiens hospitaliers

- DUPUIS Antoine, pharmacie clinique – Assesseur pédagogique pharmacie
- FOUCHER Yohann, biostatistiques
- GREGOIRE Nicolas, pharmacologie et pharmacométrie
- MARCHAND Sandrine, pharmacologie, pharmacocinétique
- RAGOT Stéphanie, santé publique

### Professeurs des universités

- BODET Charles, microbiologie
- CARATO Pascal, chimie thérapeutique
- FAUCONNEAU Bernard, toxicologie
- FAVOT-LAFORGE Laure, biologie cellulaire et moléculaire
- GUILLARD Jérôme, pharmacochimie
- IMBERT Christine, parasitologie et mycologie médicale
- OLIVIER Jean-Christophe, pharmacie galénique, biopharmacie et pharmacie industrielle - Référent relations internationale
- PAIN Stéphanie, toxicologie
- PAGE Guylène, biologie cellulaire, biothérapeutiques
- SARROUILHE Denis, physiologie humaine – Directeur de la section pharmacie

### Maîtres de conférences des universités-praticiens hospitaliers

- BARRA Anne, immuno-hématologie
- BINSON Guillaume, pharmacie clinique
- THEVENOT Sarah, hygiène, hydrologie et environnement

### Maîtres de conférences

- BARRIER Laurence, biochimie générale et clinique
- BON Delphine, biophysique
- BRILLAULT Julien, pharmacocinétique, biopharmacie
- BUYCK Julien, microbiologie (HDR)
- CHAUZY Alexia, pharmacologie fondamentale et thérapeutique
- DEBORDE-DELAGE Marie, chimie analytique
- DELAGE Jacques, biomathématiques, biophysique
- GIRARDOT Marion, biologie végétale et pharmacognosie
- INGRAND Sabrina, toxicologie
- MARIVINGT-MOUNIR Cécile, pharmacochimie (HDR)
- PINET Caroline, physiologie, anatomie humaine
- RIOUX-BILAN Agnès, biochimie – Référente CNAES et Responsable du dispositif COME'in - référente égalité-diversité

- TEWES Frédéric, chimie et pharmacotechnie (HDR)
- THOREAU Vincent, biologie cellulaire et moléculaire
- WAHL Anne, phytothérapie, herborisation, aromathérapie

#### Maîtres de conférences associés - officine

- DELOFFRE Clément, pharmacien
- ELIOT Guillaume, pharmacien
- HOUNKANLIN Lydwin, pharmacien

#### Enseignement de l'anglais

- DEBAIL Didier, professeur certifié

#### A.T.E.R (attaché temporaire d'enseignement et de recherche)

- ARANZANA-CLIMENT Vincent, pharmacologie
- KAOUAH Zahyra, bactériologie
- MOLINA PENA Rodolfo, pharmacie galénique

## Remerciements

Je tiens à remercier tout d'abord mon directeur de thèse Nicolas Blanchemain directeur du master dispositifs médicaux et biomatériaux, qui m'a accompagnée et soutenue dans la rédaction de cette dernière et qui s'est beaucoup investi pour m'aider à produire ce travail.

Je remercie également le docteur Julien Dartus qui a apporté son expertise au cours de cette thèse et a soutenu mon projet.

Mes remerciements vont également aux membres du jury le professeur Nicolas Grégoire, le maître de conférences Julien Brillault et le docteur Sophie Putman pour avoir accepté d'assister et de contribuer à cette thèse.

Par ailleurs je tiens à remercier les personnes qui m'ont permis de m'intéresser de près au domaine médical et plus particulièrement à l'orthopédie : le docteur Pierre Piquereau, médecin généraliste, qui m'a soutenue et encouragée au cours de mes études ainsi que le docteur Louis-Etienne Gayet qui m'a permis de découvrir la chirurgie orthopédique lorsqu'il était chef de service en chirurgie orthopédique au CHU de Poitiers.

Enfin sur le plan personnel je suis particulièrement reconnaissante à ma famille et à mes amis pour leurs encouragements, leur soutien et leur aide tout au long de mes études dans les moments difficiles.

## Table des matières

1	Introduction à la prothèse totale de genou en chirurgie orthopédique .....	10
1.1	Le genou .....	10
1.1.1	Articulation du genou .....	10
1.1.2	Structure osseuse .....	11
1.1.3	L'ostéogenèse .....	13
1.2	Traitement non chirurgicale de l'arthrose .....	14
1.3	La prothèse totale de genou .....	14
1.3.1	Indications d'une prothèse totale de genou .....	14
1.3.2	Qu'est-ce qu'une prothèse totale de genou ? .....	17
1.3.3	Matériaux composant les prothèses totales de genou .....	20
1.3.4	Epidémiologie .....	21
1.3.5	La reprise de prothèse totale de genou : .....	21
1.4	L'augment .....	23
1.4.1	Qu'est-ce qu'un augment ? .....	23
1.4.2	Composition d'un cône de comblement .....	24
1.4.3	Mise en place d'un cône de comblement .....	26
1.4.4	Intérêt pratique du cône de comblement .....	27
2	Tantale et Titane - Propriétés chimiques, mécaniques et interactions avec le vivant .....	29
2.1	Propriétés du tantale versus titane : rationnel de l'utilisation .....	29
2.1.1	Propriétés chimiques .....	30
2.1.2	La Corrosion .....	31
2.1.3	Propriétés mécaniques .....	37
2.2	Interaction entre le composant métallique et le tissu osseux .....	51
2.2.1	Biocompatibilité .....	51
2.2.2	Ostéointégration et vascularisation .....	54
2.2.3	Adhérence bactérienne .....	56
2.2.4	La métallose .....	60
2.3	Résultats cliniques du titane versus tantale dans l'arthroplastie totale du genou ....	61
3	Discussion : Rationnel de l'utilisation & étude médico-économique .....	68
4	Conclusion .....	74

## Liste des abréviations

A : élongation

a : contrainte (stress) nominale de traction

Ag : argent

Al : aluminium

BHI : brain heart infusion

CCT : courant temps chronoempérométrique

Co : cobalt

Cr : chrome

DM : dispositifs médicaux

E : module d'élasticité

Ecorr : potentiel de corrosion

EN : échelle numérique

EVA : échelle visuelle analogique

EVS : échelle verbale simple

F : force

H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> : acide sulfurique

HA : hydroxyapatite

HCl : acide chlorhydrique

HSS : The Hospital for Special Surgery Knee Rating Form

Icorr ou Jcorr : intensité de corrosion

IKS : International ou American Knee Society Score rating system

IMC : indice de masse corporelle

KSFS : knee society functional score

KSS : knee society score

LCA : ligament croisé antérieur

LCP : ligament croisé postérieur

LLE : ligament latéral externe

LLI : ligament latéral interne

Mo : molybdène

Nb : niobium

Ni : nickel

O : oxygène

OKS : Oxford Knee Scale

PBS : potentiel de solution tampon phosphate salin

PCP : polarisation cyclique potentiodynamique

PEG polyéthylène glycol

PHI : porosité

PRISMA : preferred reporting items for system and meta-analyses

PTG : prothèse totale de genou

ROM : range of motion

S : section initiale

SF-36 : short-form 36

SI : système international d'unité

SWCNHS : graphene single-walled carbon nanohorn

TAN : Titane Aluminium Niobium

TaN : nitrure de tantale

Ta : tantale

TAV : Titane Aluminium Vanadium

Ti : titane

TiN : nitrure de titane

WOMAC : Western Ontario and McMaster Universities of Osteoarthritis

Zr : zirconium

## Liste des figures et tableaux

### Figures :

Figure 1 : Vue antérieure du genou comportant les os, muscles et tendons

Figure 2 : Vue antérieure du genou comportant les os et les ligaments

Figure 3 : la structure osseuse

Figure 4 : la structure d'un ostéon

Figure 5 : Représentation schématique issu du remodelage osseux (68)

Figure 6 : Prothèse totale de genou (69)

Figure 7 : Prothèse totale de genou et radiographie de prothèse totale de genou (70)

Figure 8 : Radiographie de prothèses totales de genou cimentée et non cimentée (71)

Figure 9 : Illustration d'augmentations (72)

Figure 10 : Prothèse en titane testée dans du sérum BHI associé à des fragments osseux (à gauche)

Figure 11 : Prothèse en tantale testée dans du sérum BHI associé à des fragments osseux (à droite)

Figure 12 : Observation microscopique du titane sans revêtement, du titane avec un revêtement TiN et du titane avec un revêtement en TaN à 7 jours et 28 avec et sans bactéries

Figure 13 : Courbes de mesure du courant-temps chronoampérométrique (CCT) pour (1) alliage Ti-Zr et (2) alliage Ti-Zr-Ta (a) 1h et (b) 72h d'exposition dans la solution PBS

Figure 14 : Courbes de polarisation potentiodynamique du Ti non revêtu, du Ti revêtu de TiN et du Ti revêtu de TaN dans AS, AS-S mutans.

Figure 15 : Graphique déformation en fonction de la contrainte exercée sur un matériau

Figure 16 : Courbe de Woehler, évolution de la contrainte exercée sur un matériau en fonction du nombre de cycles subis.

Figure 17 : Relation linéaire entre la porosité et l'élasticité

Figure 18 : Graphique de la perméabilité intrinsèque de l'échafaudage en régression par rapport à porosité de l'échafaudage

Figure 19 : Relation linéaire de la perméabilité et de la porosité intrinsèque des échantillons de tantale et d'os spongieux.

Figure 20 : implant en tantale à contact moyen et stable sur tissu osseux et résultats de la croissance osseuse

Figure 21 : pourcentage d'occupation de *S. aureus* en fonction des métaux

Figure 22 : PRISMA flow diagram of article selection for totanium and tantalum total knee arthroplasty

**Tableaux :**

Tableau 1 : Paramètres de quantification de la corrosion selon Schmitz H-CR et al (24)

Tableau 2 : Comparaison des propriétés mécaniques du tantale au titane

Tableau 3 : Propriétés mécaniques et biocompatibilités du titane et du tantale poreux produits de différentes façons

Tableau 4 : description des articles concernant les résultats cliniques suites à la pose de prothèses totales de genou en tantaes ou en titane poreux

Tableau 5 : récapitulatif des critères d'évaluation et leurs résultats

# 1 Introduction à la prothèse totale de genou en chirurgie orthopédique

## 1.1 Le genou

### 1.1.1 Articulation du genou

Le genou est une articulation complexe qui relie la cuisse (fémur) à la jambe (tibia), la patella est une troisième partie osseuse qui est située en avant et qui fait partie de l'articulation. Elle permet des mouvements de flexion et d'extension, ainsi qu'une légère rotation. L'anatomie du genou implique plusieurs structures, dont les os, les ligaments, les tendons, le cartilage et les muscles (figure 1) (67).

**Les os :** Le fémur qui forme la partie supérieure de l'articulation du genou et le tibia qui forme la partie inférieure de l'articulation du genou et se connecte au fémur. La patella quant à elle est l'os en avant de l'articulation fémoro-tibiale

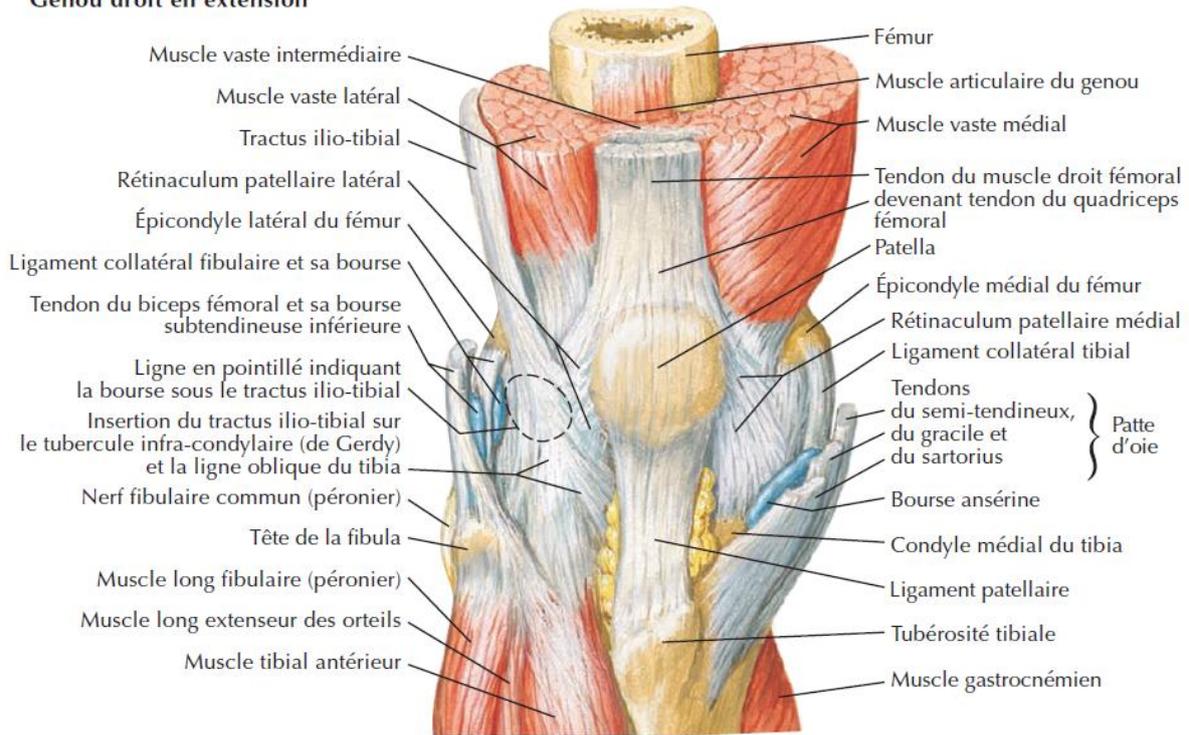
**Les Ligaments,** (figure 2) (67): Le ligament croisé antérieur (LCA) situé au centre du genou, il empêche principalement le glissement antérieur du tibia par rapport au fémur. Le ligament croisé postérieur (LCP) situé également au centre du genou, il empêche le glissement postérieur du tibia par rapport au fémur. Le ligament latéral interne (LLI) situé du côté médial du genou, il limite les mouvements latéraux excessifs. Le ligament latéral externe (LLE) situé du côté latéral du genou, il offre une stabilité latérale.

**Le cartilage :** Le cartilage articulaire recouvre les extrémités du tibia et du fémur au niveau de l'articulation du genou. Il agit comme un amortisseur absorbant les chocs et facilite le mouvement fluide. On retrouve deux ménisques (le ménisque médial et le ménisque latéral) qui se trouvent entre le fémur et le tibia. Ils sont constitués de tissu cartilagineux et contribuent à l'absorption des chocs, à la répartition de la charge et à la stabilisation de l'articulation.

**Les tendons :** Le tendon quadricipital relie le quadriceps, un groupe de muscles de la cuisse, à la rotule (patella). Il facilite l'extension du genou. Le tendon rotulien relie la rotule au tibia. Il joue un rôle crucial dans les mouvements de saut et de flexion du genou.

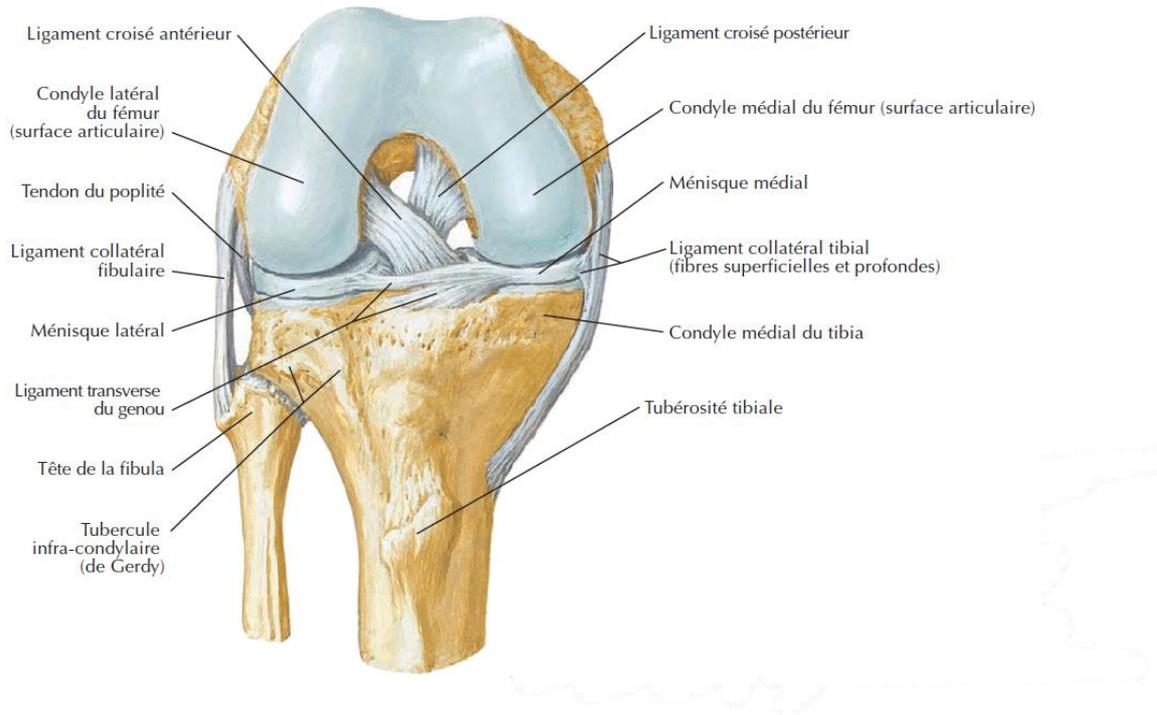
**Les muscles :** Les Quadriceps sont un groupe de quatre muscles situés à l'avant de la cuisse, qui sont responsables de l'extension du genou. Les Ischio-jambiers sont situés à l'arrière de la cuisse, ces muscles sont responsables de la flexion du genou. Le groupe des muscles adducteurs situés à l'intérieur de la cuisse, ces muscles contribuent à la stabilisation latérale du genou.

**Genou droit en extension**



*Figure 1 : Vue antérieure du genou comportant les os, muscles et tendons (67)*

**Genou droit en flexion : vue antérieure**



*Figure 2 : Vue antérieure du genou comportant les os et les ligaments (67)*

**1.1.2 Structure osseuse**

Le tissu osseux est composé de différents types de cellules, les cellules fixes qui comprennent les ostéoblastes et les ostéocytes et les cellules étrangères, les ostéoclastes. La substance osseuse est formée de deux parties : la première est organique et constituée de la substance fondamentale et des fibres de collagène de

type 1, la seconde est la partie minérale constituée principalement de sels de calcium. On retrouve trois catégories de tissus osseux : le tissu osseux lamellaire, le tissu osseux réticulaire, et le tissu osseux spongieux. Ces trois tissus se distinguent par leur organisation et leur maturation.

Le **tissu osseux lamellaire** est résistant, il est constitué à 95% de matrice osseuse minéralisée disposée en lamelles parallèles et concentriques appelés ostéones ou système de Havers faits de 4 à 20 lamelles osseuses cylindriques disposées autour du canal de Havers. Ce tissu apparaît au cours du développement en remplacement d'un tissu osseux pré-existant.

Les canaux de Havers contiennent des capillaires sanguins et des nerfs entourés de tissu conjonctif lâche. Ils sont reliés entre eux, avec la cavité médullaire et avec la surface de l'os par les canaux de Volkmann qui sont des canaux transversaux ou obliques (figure 3). Les ostéones sont constitués de fibres de collagène disposées parallèlement dans une lamelle. Entre les lamelles on retrouve des ostéoblastes contenant les ostéocytes disposés parallèlement au grand axe des lamelles. Les ostéones sont disposés parallèlement les uns aux autres et parallèlement au grand axe des diaphyses des os long (figure 4).

La diaphyse des os longs est bordée extérieurement et intérieurement par des lamelles osseuses concentriques formant un système circonférentiel interne et externe qui séparent les systèmes haversiens de l'endoste et du périoste.

Le **tissu osseux réticulaire** est plus fragile. Les cellules qui composent le tissu réticulaire sont nombreuses et non ordonnées. La matrice contient des faisceaux de fibres de collagène à disposition aléatoire et est peu minéralisée. Ce type d'os intervient en cours de développement, il a donc une durée de vie courte car il disparaît pour laisser place au tissu osseux lamellaire.

Le **tissu osseux spongieux** représente 10 % du squelette chez l'adulte, il est composé à 20% de matrice osseuse. Sa partie solide est constituée de tissu osseux lamellaire, des cavités, de forme et de tailles irrégulières sont communicantes entre elles et sont occupées par la moelle osseuse et les vaisseaux. Il est essentiellement dans les os courts et les os plats ainsi que dans les épiphyses des os longs.

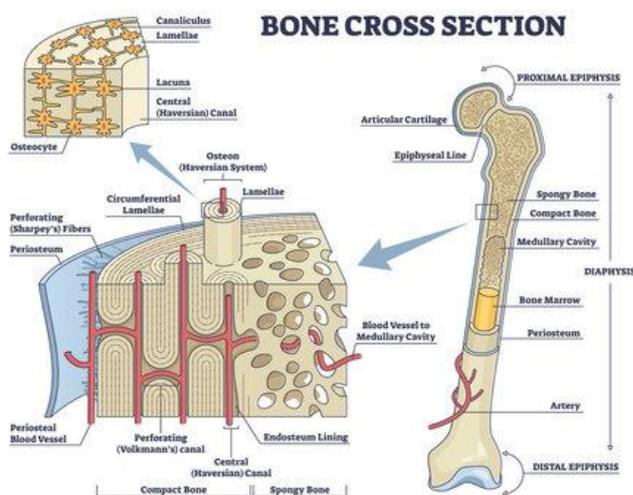


Figure 3 : la structure osseuse

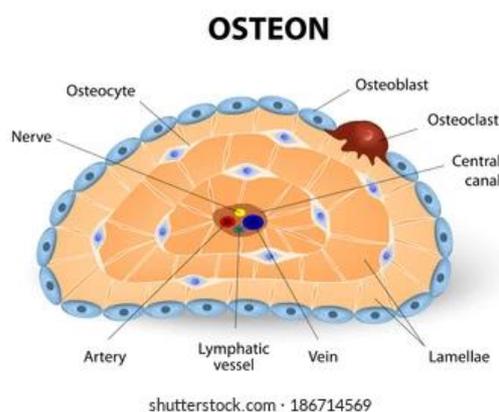


Figure 4 : la structure d'un ostéon

### 1.1.3 L'ostéogénèse

L'ostéogénèse est la formation du tissu osseux, cette formation se fait par un processus de métaplasie au cours duquel le tissu conjonctif est transformé en tissu osseux. Trois types d'ossifications sont possibles.

L'ossification primaire peut être de deux types différents selon s'il s'agit d'une ossification cartilagineuse ou conjonctive. Elle peut être soit endochondrale quand elle se fait à partir de tissu cartilagineux préexistant, soit endoconjonctive quand elle se fait par hypertrophie, condensation et différenciation ostéogénique de cellules mésenchymateuses. Cette phase d'ossification primaire se fait pendant l'embryogénèse

L'ossification secondaire se fait par destruction du tissu osseux primaire non lamellaire néoformé via les premiers ostéoclastes puis reconstruction par des ostéoblastes d'un tissu osseux secondaire lamellaire. Cette ossification sera alors compacte, spongieuse ou haversienne.

L'ossification tertiaire correspond au remodelage osseux permanent. C'est ce qui fait l'équilibre permanent entre la construction et la destruction pendant toute la vie

Chez l'Homme adulte 10 % de la masse osseuse se renouvelle annuellement. Le remodelage osseux permet de maintenir l'homéostasie calcique et de conserver l'intégrité du squelette. Le capital osseux diminue avec l'âge en particulier avec l'ostéoporose, la femme étant plus sujette à l'ostéoporose elle perdra environ 40 % de son capital osseux entre 40 et 80 ans alors que cette perte est de 5 à 30 % chez l'homme.

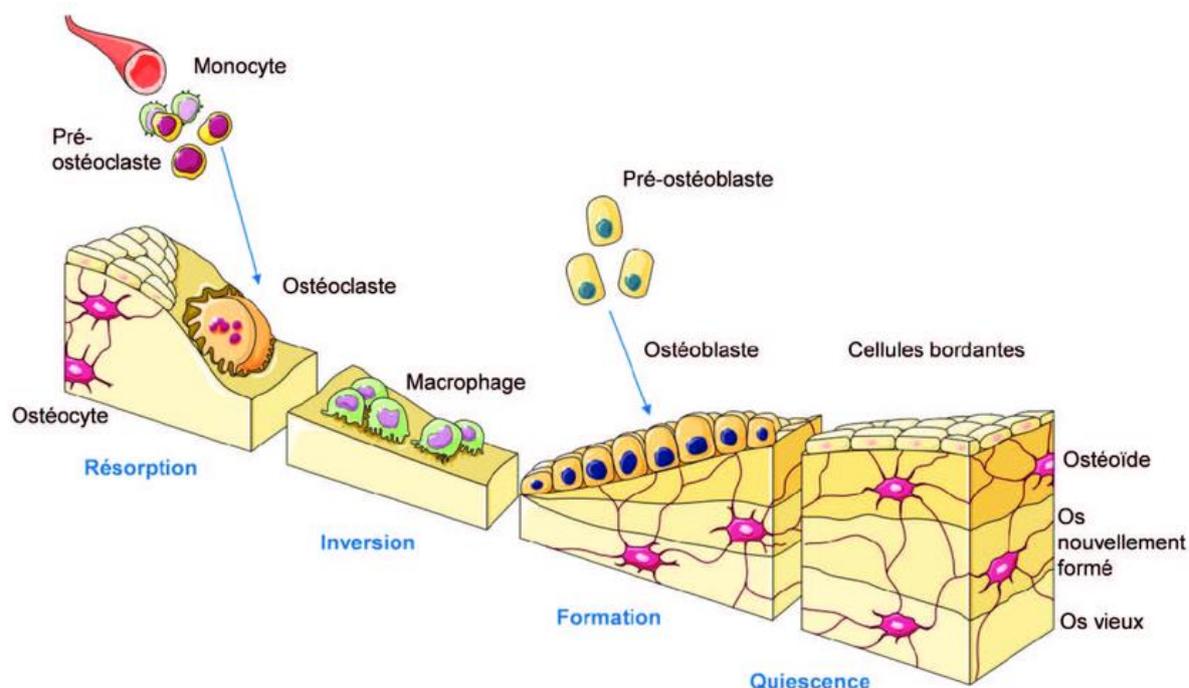


Figure 5 : Représentation schématique issu du remodelage osseux (68)

## **1.2 Traitement non chirurgicale de l'arthrose**

D'après le site de l'assurance santé Ameli (62) aujourd'hui il n'est pas possible de guérir l'arthrose du genou avec de simples traitements non chirurgicaux, néanmoins il est possible de ralentir son évolution par des mesures hygiéno-diététiques, des médicaments et de la rééducation. La pose d'une prothèse de genou, est envisagée lorsque la gonarthrose est très évoluée et non soulagée par le traitement médical.

Le traitement médical de l'arthrose du genou demande une prise en charge quotidienne, parmi les principes hygiéno-diététiques on retrouve la nécessité de conserver une activité physique en l'adaptant aux douleurs de genoux dues à l'arthrose. En effet une bonne hygiène de vie avec des activités physiques adaptées ralentit la progression de l'arthrose, il faut donc éviter les marches dans les périodes les plus douloureuses, favoriser la marche au quotidien en dehors des poussées très douloureuses et éviter les sports qui sollicitent les genoux (vélo, ski...), ainsi que les stations debout prolongées et le port de charges lourdes. Il est également recommandé de prendre une canne du côté opposé au genou malade.

Une autre des recommandations hygiéno-diététiques significative dans le traitement de l'arthrose du genou est la perte de poids pour soulager les articulations des genoux. Le surpoids aggrave l'évolution de la gonarthrose. Une perte de poids lorsqu'elle est nécessaire est toujours bénéfique.

Le traitement médicamenteux peut soulager la douleur lors des poussées inflammatoires d'arthrose, le paracétamol est utilisé en première intention et, s'il n'est pas efficace, les anti-inflammatoires non stéroïdiens. Des infiltrations de corticoïdes dans l'articulation peuvent également être utilisés afin d'agir sur la douleur. Les injections d'acide hyaluronique pour "lubrifier" l'intérieur de l'articulation sont également possibles mais ne sont pas remboursées par l'Assurance Maladie. Ces infiltrations n'ont pas d'effet sur la structure du cartilage.

Il est également nécessaire de faire de la rééducation pour conserver la mobilité articulaire du genou et la musculature. L'établissement d'un programme personnalisé (type d'exercices, fréquence, intensité) est guidé au début par un kinésithérapeute et poursuivie ensuite par le patient seul à son domicile. Elle permet de préserver la mobilité de l'articulation, de conserver la musculature et d'éviter toute mauvaise position. Le port d'une orthèse du genou peut diminuer les pressions exercées sur le compartiment du genou atteint. Une fois que tous ces traitements ont atteint leur limite de bénéfice il devient nécessaire de réaliser une intervention chirurgicale afin de soulager le patient de son arthrose.

## **1.3 La prothèse totale de genou**

### **1.3.1 Indications d'une prothèse totale de genou**

L'articulation du genou est sujette à diverses blessures et affections, notamment les entorses ligamentaires, les ruptures de ménisque, l'arthrite du genou. L'arthroplastie totale du genou, est une intervention chirurgicale majeure généralement réalisée pour soulager la douleur et améliorer la fonction du genou lorsque d'autres traitements

conservateurs n'ont pas pu fournir un soulagement adéquat. Les principales indications pour la pose d'une prothèse totale de genou sont les suivantes :

**Limitation de la fonction** : Lorsque la douleur et la raideur du genou limitent considérablement la capacité à effectuer des activités quotidiennes essentielles, comme marcher, monter des escaliers, se lever d'une chaise ou s'asseoir confortablement, une prothèse peut être recommandée pour restaurer la fonction.

**Instabilité du genou** : Certains troubles du genou, tels que l'instabilité chronique résultant d'une rupture du ligament croisé antérieur, peuvent nécessiter une intervention chirurgicale pour restaurer la stabilité de l'articulation.

**Fractures complexes** du genou nécessitant une prothèse totale de genou.

**Douleur chronique** : La douleur chronique du genou qui n'est pas soulagée par des traitements conservateurs tels que des anti-inflammatoires, la physiothérapie, les injections de corticostéroïdes ou les aides à la mobilité peut être une indication pour une prothèse totale de genou.

Cette douleur est provoquée par **une arthrose sévère**. L'arthrose est l'usure du cartilage présent au niveau des surfaces de glissement. Cette usure s'accompagne aussi de remaniements de l'os du fémur, du tibia et de la rotule. La polyarthrite rhumatoïde, la spondylarthrite ankylosante, des pathologies tumorales et traumatiques sont des pathologies qui entraînent la destruction du cartilage. Ces modifications occasionnent des douleurs au niveau du genou ainsi qu'un enraidissement et une difficulté à la marche, nécessitant l'utilisation importante d'anti-inflammatoires, d'anti-douleurs et parfois même d'une canne. L'usure du cartilage est irréversible et l'arthrose ne guérit pas spontanément. L'évolution naturelle se fait vers une dégradation progressive de l'articulation, une limitation de plus en plus importante des mobilités et une marche de plus en plus difficile. Les anti-inflammatoires et les anti-douleurs qui peuvent suffire au départ finissent par ne plus être efficaces. C'est à ce moment que se pose la question d'une intervention chirurgicale. L'arthrose est la cause la plus fréquente de la pose d'une prothèse totale de genou (environ 90% des cas). Lorsque l'arthrose atteint un stade avancé et que le cartilage est largement détérioré, il peut provoquer une douleur intense et une perte de mobilité, justifiant ainsi la nécessité d'une prothèse. Le but de l'opération est le soulagement de la douleur, la récupération des mobilités et la reprise normale de la marche.

Les douleurs ressenties dues à ces différentes pathologies peuvent être mesurées et des examens cliniques peuvent être réalisés afin de déterminer si la pose d'une prothèse totale de genou est nécessaire. Cette mesure est réalisée par auto-évaluation via les méthodes suivantes (53).

- L'échelle Visuelle Analogique (EVA) : De 0 à 10 ou 0 à 100. Le patient nécessite une prise en charge de la douleur si EVA  $\geq$  4/10 (échelle de 0 à 10 en cm) ou EVA 40/100 (échelle de 0 à 100 en mm).
- L'échelle Numérique (EN) : De 0 à 10 ou 0 à 100. Le patient nécessite une prise en charge de la douleur si EN  $\geq$  4/10 (échelle de 0 à 10 en cm) ou EN  $\geq$  40/100 (échelle de 0 à 100 en mm).

- L'échelle Verbale Simple (EVS) : Douleur absente = 0 ; douleur faible = 1 ; douleur modérée = 2 ; douleur intense = 3 ; douleur extrêmement intense = 4. Le patient nécessite une prise en charge de la douleur si EVS  $\geq$  2 (échelle de 0 à 4).

La décision de l'arthroplastie se fait à l'appréciation du chirurgien, l'interrogatoire du patient, le bilan clinique et radiographique permettront d'orienter ce choix vers un acte et une prothèse adaptée en fonction notamment de la pathologie, de son évolutivité, du ou des site(s) articulaire(s) atteint(s), de l'état ligamentaire et osseux.

Les valeurs à prendre en compte s'inscrivent dans un contexte qui inclut d'autres paramètres objectifs et subjectifs liés au patient : étiologie de la maladie articulaire, pathologies sous-jacentes, comorbidités, âge et espérance de vie, exigences en termes de qualité de vie, etc. Ces éléments influent sur la décision de réaliser ou non un acte d'arthroplastie. L'examen clinique évalue la douleur et l'impotence fonctionnelle grâce à l'évaluation de la limitation du périmètre de marche et des amplitudes articulaires. Il n'a pas été établi de score spécifique sur le critère douleur et sur le plan fonctionnel à partir desquelles l'arthroplastie est indiquée ni en termes d'âge ni d'indice de masse corporelle (IMC).

Si l'on se penche sur les éléments cliniques identifiés dans la littérature on observe que dans la plupart des études cliniques analysées, les patients inclus sont décrits par l'âge, le sexe, la pathologie sous-jacente, éventuellement l'IMC et dans certains cas la présence d'anomalies d'axe. Mais les éléments déterminant la décision de faire une arthroplastie ne sont pas précisés, la décision est donc prise selon l'appréciation du chirurgien face aux résultats des examens suivants :

**L'évaluation fonctionnelle** : L'évaluation fonctionnelle avant et après arthroplastie repose sur un grand nombre d'instruments de mesure disponibles, aux caractéristiques et aux niveaux de validation variés :

**Echelles fonctionnelles** : IKS (International ou American Knee Society Score rating system), HSS (The Hospital for Special Surgery Knee Rating Form), OKS (Oxford Knee Scale), WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities of Osteoarthritis) etc.

**Les échelles de qualité de vie** : l'évaluation de la qualité de vie des patients avant et après arthroplastie tout comme l'évaluation fonctionnelle repose sur un grand nombre d'instruments de mesure disponibles, aux caractéristiques et aux niveaux de validation variés comme par exemple le SF-36 (Short-form 36).

Ces échelles sont largement utilisées dans les études cliniques mais elles ne sont pas utilisées pour établir une valeur seuil intervenant dans la décision de pratiquer une arthroplastie.

**Résultats radiologiques** : Des éléments radiologiques permettent également d'avoir une idée de l'utilité de l'arthroplastie ainsi le bilan d'imagerie est indispensable pour apprécier l'axe fémoro-tibial du membre inférieur, le degré d'usure du cartilage du genou et l'état des formations ligamentaires et les pertes osseuses. En cas d'atteinte fémoro-patellaire isolée, une décision d'arthroplastie peut intervenir si l'atteinte radiographique est de stade III ou IV de la classification d'IWANO.

L'analyse radiographique fait appel à des clichés standards, un pangonogramme avec recours dans certains cas à des clichés dynamiques en réduction pour compléter l'appréciation de la chondrolyse dans une éventuelle désaxation et de l'insuffisance ligamentaire. L'évaluation systématique des axes doit être faite en tenant compte des déviations osseuses constitutionnelles ou acquises et de l'usure ostéochondrale.

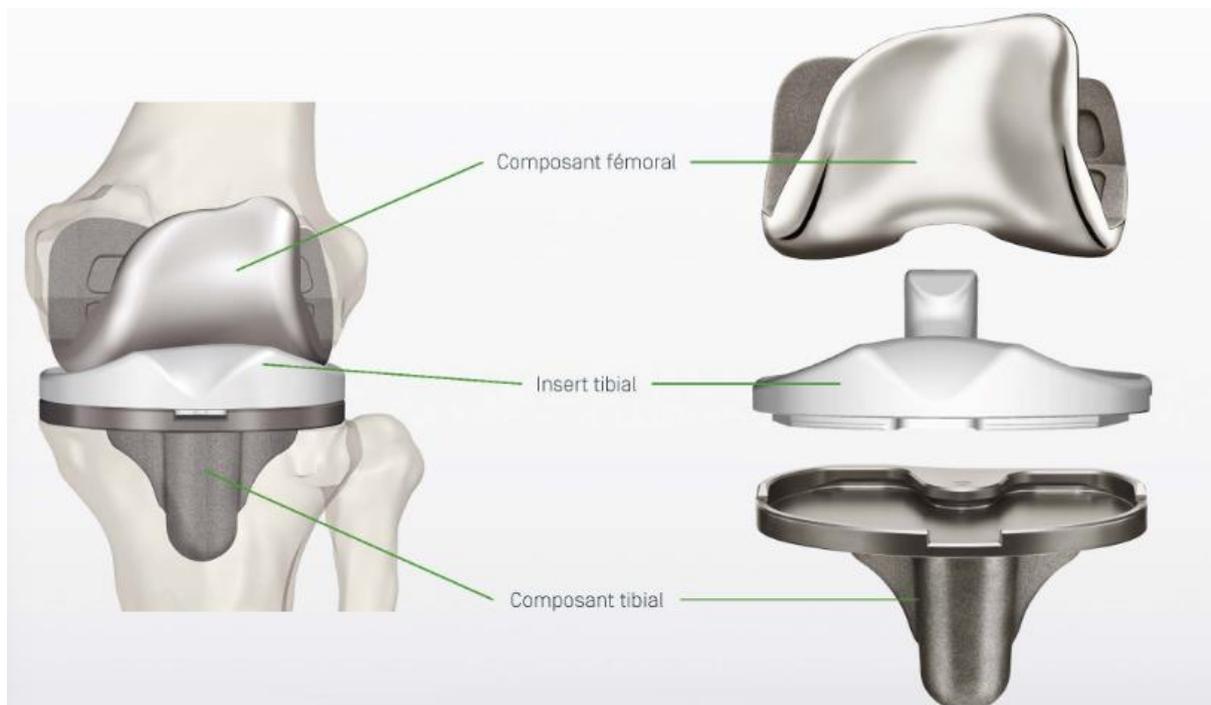
En cas d'atteinte fémoro-patellaire isolée, le bilan d'imagerie radiographique comprend spécifiquement des images de face en appui monopodal en extension et incidence de schuss (flexion 30 à 45°), profil en appui monopodal à 20 °, défilé fémoro-patellaire à 30° de flexion. Une fois la décision d'arthroplastie prise, les résultats pourront orienter le choix de l'opérateur vers l'implant de genou le plus adapté.

**Examens complémentaires :** Enfin des examens complémentaires sont possibles avec la tomodensitométrie qui vient s'ajouter aux clichés standards lorsqu'il est nécessaire d'évaluer des troubles de torsion des membres inférieurs, des pertes de substance osseuse, des anomalies de positionnement de l'appareil extenseur etc. L'imagerie par résonance magnétique n'est pas un examen systématique dans le bilan d'imagerie pré-opératoire. Elle est avant tout indiquée dans les cas tumoraux pour apprécier l'extension de l'atteinte osseuse et aux parties molles. En dehors de ces cas, elle peut être utilisée pour explorer l'appareil ligamentaire. En aucun cas elle ne constitue l'unique examen d'imagerie pré-opératoire.

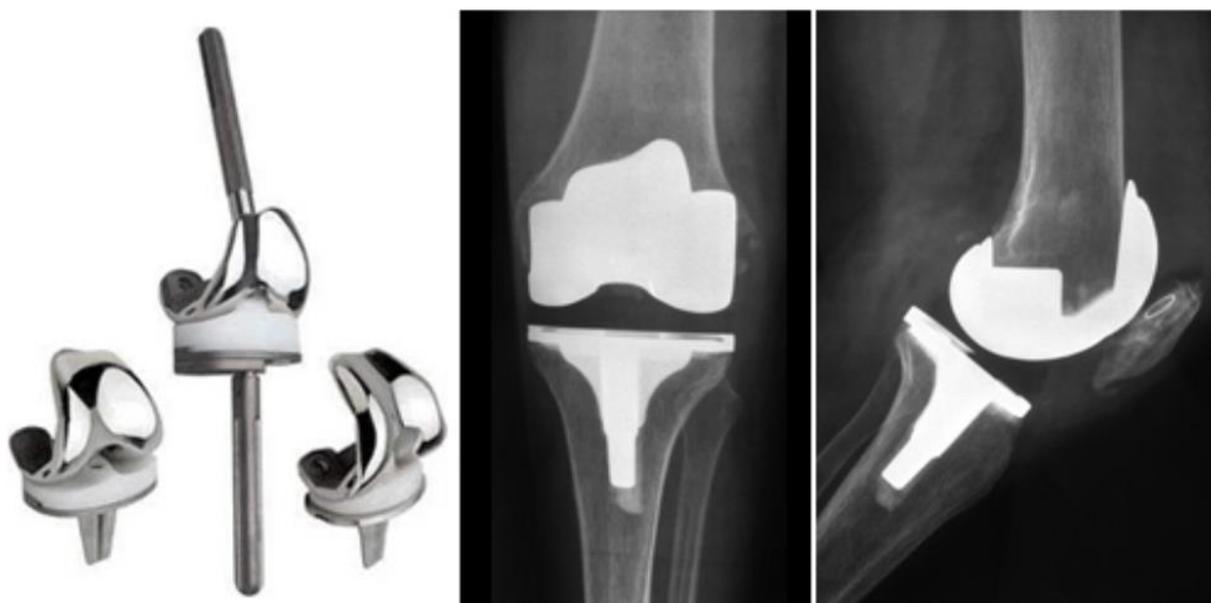
### 1.3.2 Qu'est-ce qu'une prothèse totale de genou ?

Les prothèses totales de genou sont des dispositifs médicaux de classe III utilisés pour traiter les problèmes graves d'articulation du genou, tels que l'arthrose sévère, les lésions articulaires, les fractures complexes et d'autres affections qui entraînent une douleur chronique et une perte de fonctionnalité. L'objectif principal de la pose d'une prothèse totale de genou est de soulager la douleur, d'améliorer la mobilité et d'améliorer la qualité de vie du patient.

Les prothèses totales de genou sont des implants articulaires internes qui servent à remplacer les surfaces articulaires défaillantes du genou. Elles sont composées de trois parties : Une partie fémorale composée d'une tige intramédullaire située dans l'os fémoral qui se termine par l'extrémité articulaire permettant le glissement et donc la flexion et l'extension du genou ; une partie tibiale, similaire à la partie fémorale qui est composée d'une tige intra-médullaire située dans l'os tibial qui se termine également par l'extrémité articulaire permettant la mobilité du genou. Ces parties sont généralement composées d'un alliage de chrome cobalt, et enfin la partie rotulienne qui se situe entre les deux parties précédentes permettant le glissement ces deux parties et ainsi la mobilité du genou.



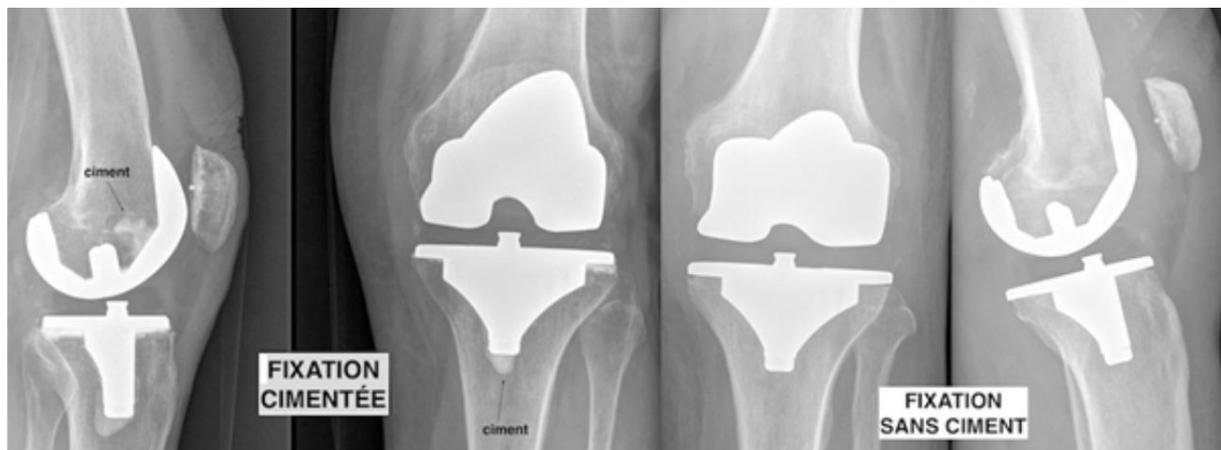
*Figure 6 : Prothèse totale de genou (69)*



*Figure 7 : Prothèse totale de genou et radiographie de prothèse totale de genou (70)*

La chirurgie de remplacement total du genou implique généralement la suppression des surfaces endommagées de l'articulation du genou et leur remplacement par les composants de la prothèse. Les os sont préparés pour accueillir les pièces de la prothèse, qui sont ensuite fixées en place avec ou sans ciments chirurgicaux.

Il existe différents types de prothèses totales de genou, tout d'abord il existe des moyens d'intégration différents comprenant les prothèses cimentées, non cimentées et hybrides. Les prothèses cimentées sont fixées en place à l'aide d'un ciment orthopédique, tandis que les prothèses non cimentées favorisent la croissance osseuse autour des composants de la prothèse. Les prothèses hybrides combinent les deux approches.



*Figure 8 : Radiographie de prothèses totales de genou cimentée et non cimentée (71)*

Ensuite, il existe différents types de Prothèses Totales de Genou (PTG) en fonction de l'état du genou et des ligaments du patient. Donc leurs indications dépendent de l'usure, de la déformation, de l'état ligamentaire du patient (52).

Après l'intervention, la PTG doit être stable. Les ligaments latéraux garantissent cette stabilité. S'il existe un déséquilibre ligamentaire, il peut y avoir du jeu dans la prothèse, ce qui entraîne une sensation d'instabilité pouvant être invalidante.

Les PTG à glissement sont les prothèses les plus couramment utilisées. On les utilise pour les déformations légères et moyennes. Elles remplacent les ligaments croisés. Les ligaments latéraux doivent être en bon état pour assurer une bonne stabilité. Ce type de prothèse peut également être doté d'une quille d'extension tibiale. On utilise une quille pour mieux répartir les contraintes et éviter un descellement de l'implant, notamment chez les patients en surpoids ou quand l'os est de mauvaise qualité (ostéoporose).

La PTG de révision est une prothèse plus importante, elle permet de pallier une faiblesse des ligaments latéraux. Des contraintes mécaniques plus importantes s'exercent sur la prothèse. On utilise donc des quilles d'extension dans le fémur et le tibia pour mieux répartir ces contraintes et ainsi éviter un descellement de l'implant. Cette prothèse est utilisée dans les grandes déformations ou les changements de prothèse

Les prothèses à charnières permettent de remplacer les ligaments latéraux. Il s'agit de prothèses avec une charnière entre le fémur et le tibia permettant uniquement les mouvements de flexion et d'extension. Les contraintes sont donc majeures et les quilles d'extension sont très longues. Ces prothèses sont utilisées en dernier recours, lorsqu'il n'y a plus de ligament, lors des reprises complexes ou lors des fractures sur prothèse.

Après la chirurgie, une période de rééducation est essentielle pour récupérer la force, la flexibilité et la mobilité du genou. Les patients travaillent avec des physiothérapeutes pour progressivement reprendre l'utilisation de leur genou, en suivant un programme d'exercices spécifiques.

Les prothèses totales de genou ont un taux de réussite élevé et peuvent considérablement améliorer la qualité de vie des patients souffrant de douleurs articulaires sévères. Cependant, comme pour toute intervention chirurgicale, il existe des risques potentiels, tels que l'infection, la désunion des plaies, la raideur et la nécessité de révisions ultérieures.

La durabilité d'une prothèse totale de genou dépend de divers facteurs, notamment l'âge du patient, son niveau d'activité et la qualité de l'implant. Les avancées technologiques continuent d'améliorer la durabilité et les résultats à long terme des prothèses.

### **1.3.3 Matériaux composant les prothèses totales de genou**

Les prothèses totales de genou sont composées de trois parties, le composant fémoral, l'embase tibial et l'insert tibial. Ces trois parties sont fabriquées à partir de matériaux biocompatibles et durables, conçus pour résister à l'usure et offrir une fonction articulaire efficace. Les principaux matériaux utilisés dans la fabrication d'une prothèse totale de genou comprennent des alliages métalliques pour le composant fémoral et l'embase tibial. Elles sont principalement composées d'alliage de chrome-cobalt ou de zirconium-niobium pour l'implant fémoral. Le chrome-cobalt est résistant à l'usure et durable, ce qui en fait un choix populaire pour les composants de prothèse.

Le cobalt est un élément métallique naturel qui entre dans la fabrication de nombreux dispositifs médicaux, le plus souvent en alliage avec d'autres métaux. Toutefois, à compter du 1er octobre 2021, le cobalt a été classé comme substance cancérigène 1B, mutagène 2, toxique pour la reproduction 1B, en application du règlement délégué 2020/217 de la Commission européenne.

L'utilisation de ce métal dans les dispositifs médicaux (DM) n'est pas interdite par ce règlement délégué. Néanmoins, en application au règlement européen 2017/745 relatif aux DM, les dispositifs contenant du cobalt dans une concentration supérieure à 0,1 % en fraction massique (m/m) doivent désormais répondre aux nouvelles exigences en matière de sécurité et de performance établies en son annexe I, chapitre II, point 10.4. Les fabricants d'un DM qui contient du cobalt doivent donc, dès le 1er octobre 2021 :

- Justifier de l'utilisation du cobalt ; cela peut se faire par exemple en expliquant pour quelle raison un autre matériau ne peut le remplacer ;
- Signaler la présence de cobalt par un étiquetage spécifique sur le DM ;
- Fournir une notice informant des risques résiduels.

Certains modèles de prothèses de genou utilisent également du titane pour sa plus grande légèreté et sa résistance à la corrosion. Dans le cas des prothèses à glissement, l'insert tibial peut être constitué par l'association d'une embase métallique et d'une pièce en polyéthylène (implant metal back) ou bien intégralement en polyéthylène.

Des matières plastique (polyéthylène par exemple) sont utilisées pour l'insert tibial. Les composants articulaires de la prothèse, tels que la cupule et la patella, sont souvent fabriqués en polyéthylène de haute densité. Le polyéthylène est utilisé pour

créer une surface lisse et résistante à l'usure qui glisse contre le métal de l'articulation du genou.

Dans certains cas, des composants en céramique peuvent être utilisés pour la prothèse du genou en raison de leur résistance à l'usure supérieure. Cependant, la céramique peut être plus fragile que d'autres matériaux et implique un risque de rupture.

Les matériaux utilisés dépendent souvent de la conception spécifique de la prothèse et des besoins du patient. Les chirurgiens orthopédistes choisissent les matériaux en fonction de facteurs tels que la durabilité, la compatibilité biologique, la résistance à l'usure et la qualité de la fixation de la prothèse. L'objectif principal est de restaurer la fonction du genou et de minimiser les complications à long terme.

### **1.3.4 Epidémiologie**

En France, le nombre de poses de prothèse totale de genou varie d'année en année et il est en constante augmentation en raison de divers facteurs tels que la démographie vieillissante, les avancées médicales et chirurgicales, les politiques de santé, etc. L'arthrose du genou est une affection dégénérative des articulations qui est la principale indication pour la pose de prothèses totales de genou. Une étude réalisée par Mathieu Le Stum et al. Analysant l'incidence et l'épidémiologie en France de la pose d'une prothèse totale de genou entre 2009 et 2019 a été réalisée, les données suivantes en sont ressorties : en 2019, 102655 prothèses ont été posées (39892 chez les hommes et 62763 chez les femmes). (54) l'une des dernières estimations détaillées précisant le type de prothèses utilisés concernant les arthroplasties du genou représentait 86 000 poses réalisées en France en 2011, dont 70 000 arthroplasties totales, 9 500 arthroplasties unicompartmentales et 6 500 reprises d'arthroplasties. D'autres estimations indiquent qu'à l'horizon 2030, l'arthroplastie totale du genou devrait représenter de 124 865 à 311 278 interventions chirurgicales.

Les personnes âgées de plus de 60 ans sont les candidats les plus courants pour les prothèses totales de genou en France, bien que des personnes plus jeunes puissent également subir cette intervention en cas de besoin médical. L'âge moyen est 70,7±9 ans (69,9±9 chez les hommes et Femmes 71,1±9 chez les femmes). Entre 2009 et 2019, le taux d'incidence a cru de 55% (dont +73% chez les hommes et +46% chez les femmes). (54)

Les femmes sont plus susceptibles que les hommes de subir des remplacements de genou en raison de la prévalence plus élevée de l'arthrose chez les femmes.

### **1.3.5 La reprise de prothèse totale de genou :**

La reprise d'une prothèse totale de genou peut être nécessaire dans certaines situations lorsque la prothèse d'origine présente des problèmes ou des complications. Les études statistiques montrent qu'au bout de 25 ans, 82,3% des prothèses totales sont toujours en place. C'est le résultat d'une étude publiée dans The Lancet sur les registres de chirurgie regroupant 299 291 PTG. La survie des prothèses

unicompartmentales (7 714) interne ou externe montrent une survie moindre de 69,8%. Toutes les prothèses ne tiennent donc pas indéfiniment mais un changement est possible dans de bonnes conditions techniques

Les reprises de prothèses de genou sont principalement dues aux événements suivants : l'infection, la raideur, l'instabilité et le descellement septique ou aseptique

**Usure de la prothèse** : Comme toute prothèse articulaire, une prothèse totale de genou subit une certaine usure au fil du temps. Si les composants prothétiques deviennent usés ou endommagés, cela peut entraîner une douleur, une instabilité ou une perte de fonction, ce qui peut nécessiter une révision.

**Infection** : Les infections postopératoires peuvent survenir après la pose de la prothèse de genou. Si une infection persiste malgré un traitement antibiotique, il peut être nécessaire de retirer la prothèse infectée et de la remplacer par une nouvelle prothèse après un traitement approprié de l'infection.

**Instabilité** : Une instabilité persistante du genou, qui peut être due à un mauvais alignement, à un déséquilibre ligamentaire ou à d'autres problèmes techniques, peut nécessiter une révision de la prothèse pour rétablir la stabilité articulaire.

**Descellement prothétique** : Parfois, les composants de la prothèse peuvent se desserrer ou se déloger de l'os environnant. Cela peut entraîner une douleur et une perte de fonction, nécessitant une révision pour fixer correctement la prothèse en place.

**Fracture des composants prothétiques** : Les composants de la prothèse, en particulier ceux en métal ou en céramique, peuvent se fracturer. Cela peut provoquer des douleurs et des problèmes de stabilité, nécessitant une révision pour remplacer les composants endommagés.

**Réactions allergiques ou hypersensibilité** : Dans de rares cas, certaines personnes peuvent développer des réactions allergiques ou une hypersensibilité aux matériaux utilisés dans la prothèse, ce qui peut nécessiter une révision avec des matériaux différents.

**Complications neurologiques ou vasculaires** : Des complications neurologiques ou vasculaires peuvent survenir après une chirurgie de prothèse de genou, entraînant une perte de sensation ou une mauvaise perfusion sanguine. Une révision peut être nécessaire pour corriger ces problèmes.

Les reprises de prothèses totales de genoux sont des interventions qui nécessitent la gestion de plusieurs problématiques dont la perte de substance osseuse. Une perte de substances osseuses importante peut limiter l'ancrage prothétique, ce qui peut causer des descellements. Ainsi plusieurs techniques coexistent pour la prise en charge de ces pertes et réaliser la reprise de la prothèse :

- L'utilisation de ciment orthopédique est une technique courante de par sa simplicité et son faible cout, mais avec des qualités mécaniques restent limités.
- L'utilisation d'allogreffes permettent la reconstruction du tissu osseux mais elles restent couteuses et présentent un taux non négligeable d'échecs mécaniques.

- L'utilisation de prothèses de reconstruction dédiées habituellement à la chirurgie de résection tumorale ont un cout élevé et un taux important de descellements du fait des contraintes mécaniques importantes
- Parmi les matériaux développés et utilisés comme comblement osseux on retrouve le titane et le tantale initialement utilisés dans la fabrication d'implants pour la cranioplastie il est aujourd'hui utilisé sous sa forme poreuse en orthopédie.

Lors de la reprise d'une prothèse totale de genou les différentes parties de l'ancienne prothèse sont retirées, le retrait de ces tiges qui prenaient l'espace intramédullaire des os provoque un arrachement d'une partie de l'os intra-médullaire ainsi que le retour du creux intra-médullaire qui sera comblé par la nouvelle tige. L'os qui est alors déjà âgé n'est souvent plus en capacité de combler l'espace entre l'os et la tige de la nouvelle prothèse, il a besoin d'un soutien supplémentaire, d'où l'utilisation des cônes de comblement aussi appelés augments.

En France, le nombre de reprises de prothèses totales de genou peut varier d'année en année en fonction de divers facteurs, notamment la durabilité des implants, les complications postopératoires, la qualité des procédures chirurgicales et d'autres facteurs médicaux et socio-économiques. À titre indicatif, près de 10 000 reprises de prothèses du genou (PTG) sont pratiquées en France chaque année (pour environ 100 000 prothèses de genou de première intention en 2020 avec une croissance annuelle de 7%). Les résultats de ces réinterventions complexes sont moins favorables que ceux des prothèses de première intention. Leur taux de complications et d'échecs est important, et la réussite de l'intervention nécessite d'accorder un soin particulier tant à la planification préopératoire qu'au geste chirurgical (56) (55).

## **1.4 L'augment**

### **1.4.1 Qu'est-ce qu'un augment ?**

Lors de reprises de prothèses totales de genou, parfois la prothèse de remplacement a besoin d'être accompagnée d'un augment. Un augment est une pièce métallique de forme variée (en générale de forme conique allongée) et adaptée d'un point de vue anatomique à la forme d'un tibia ou du fémur et doté d'un trou permettant le passage de la tige de la prothèse.

Ils sont utilisés pour le remplissage et la reconstruction des défauts osseux afin de permettre un support métaphysaire stable pour le composant avec une bonne ostéointégration. Un « augment » utilisé dans les reprises de prothèses totales de genou se réfère généralement à un dispositif ou à un matériau ajouté chirurgicalement pour renforcer ou agrandir une partie du genou, souvent lorsqu'il y a une perte de tissu osseux ou une dégradation de l'anatomie due à une précédente chirurgie ou à une complication.

Lorsqu'une reprise de prothèse totale de genou est nécessaire, il peut y avoir diverses raisons pour lesquelles l'os et les structures autour de l'articulation du genou ont été affaiblis. Cela peut inclure des raisons telles que l'usure des composants de la prothèse, une infection, une instabilité ou un mauvais positionnement des implants

précédents, etc. Dans de tels cas, un chirurgien peut décider d'utiliser des « augments » pour compenser ces problèmes et permettre une fixation plus solide et durable des nouveaux implants.

Les augments peuvent être constitués de différents matériaux, notamment des métaux comme le titane ou le tantale. Ils sont conçus pour se fixer solidement à l'os restant et à la nouvelle prothèse, fournissant ainsi une base stable pour l'articulation artificielle. Les situations dans lesquelles les augments sont utilisés peuvent varier en fonction des besoins spécifiques du patient et des constatations chirurgicales. Les décisions concernant l'utilisation d'augments et le choix des matériaux dépendront de l'évaluation du chirurgien, des conditions médicales du patient et des caractéristiques de la reprise de prothèse totale de genou.

Afin de choisir l'augment adéquat qui conviendra au patient les points suivants doivent être pris en compte lors de la sélection des composants métaphysaires :

- La structure de la partie allongée où se poursuivra la tige de la prothèse doit présenter une grande similitude avec le tissu osseux trabéculaire afin d'obtenir une bonne intégration, il faut donc choisir un composant adéquat.
- Les augments doivent permettre de s'adapter à la zone défectueuse sans retirer l'os intact, ils doivent donc permettre la position optimale des composants de la nouvelle prothèse. Pour cela, une fois la préparation osseuse réalisée on doit mesurer l'espace et choisir la taille de l'augment la mieux adaptée à la préparation réalisée sur le patient.

Une fois le composé choisi et positionné on peut alors le fixer avec un impacteur et ensuite on pourra sélectionner l'insert en polyéthylène et le placer sur l'implant tibial, la taille de l'insert en polyéthylène est déterminée par la taille du composant tibial puis il ne restera plus qu'à combiner les composants de l'implant en utilisant le mécanisme de verrouillage



Figure 9 : Illustration d'augments (72)

#### 1.4.2 Composition d'un cône de comblement

Ce cône de comblement est composé d'une matière poreuse permettant l'invasion de tissus osseux ce qui va permettre la mise en place d'un montage solide et résistant aux fonctions du genou. L'utilité du cône est donc de servir de soutien à la reconstitution osseuse, sa présence permet de compenser la perte osseuse qui augmente avec l'âge, or les patients sujets aux reprises de prothèses totale de genoux

sont souvent des personnes arthritiques n'ayant plus la capacité de reformer un tissu osseux suffisamment solide. Les matériaux utilisés pour les cônes de comblements peuvent être le tantale ou le titane poreux. Ces métaux peuvent également être sous forme d'alliages.

Le titane a différents types d'alliages pouvant être utilisés dans la composition des implants de chirurgie orthopédiques. En traumatologie osseuse, différents alliages de titane sont utilisés. Tout comme le titane pur, ils sont biocompatibles et ont un haut pouvoir de résistance à la corrosion. De plus, ces alliages offrent des propriétés mécaniques plus élevées. Les plus courants sont le Titane Aluminium Niobium -TAN (TiAl6Nb7) et le Titanium Aluminium Vanadium – TAV (TiAl6V4)

Dans le TAN, le Vanadium a été remplacé par un élément biologiquement inerte, le Niobium. Les deux éléments (Vanadium et Niobium) augmentent de manière significative la résistance mécanique aux contraintes statiques et cycliques comparativement au titane pur. La ductilité de ces alliages est inférieure à celle du titane pur. Par conséquent, les implants fabriqués à partir de ces alliages sont bien adaptés pour supporter des contraintes élevées, mais pas dans des indications où un modelage per-opératoire de l'implant est requis. Ces matériaux sont utilisés essentiellement pour les clous et quelques modèles de plaques préformées. (57)

On peut également retrouver les alliages suivants mais moins fréquemment :

- Ti-6Al-2Nb-1Ta-0.8Mo (titane-6% aluminium-2% niobium-1% tantale-0.8% molybdène). Cet alliage de titane est également utilisé dans les implants orthopédiques en raison de sa résistance à la corrosion et de sa biocompatibilité. Il offre une bonne résistance mécanique tout en permettant une intégration efficace avec les tissus environnants.
- Ti-15Mo (titane-15% molybdène). Cet alliage de titane est souvent utilisé dans les applications médicales en raison de sa résistance à la corrosion et de sa compatibilité avec les tissus biologiques. Il offre également une résistance élevée et une faible densité, ce qui en fait un choix approprié pour les prothèses de genou mais il est très cher et donc peu utilisé.

Concernant le tantale on peut le retrouver dans les alliages de tantale-niobium (Ta-Nb) permettent de créer des matériaux présentant une combinaison de résistance mécanique élevée, de biocompatibilité et de résistance à la corrosion. Les alliages de tantale-niobium sont utilisés dans diverses applications orthopédiques nécessitant une résistance mécanique élevée et une faible réactivité biologique.

Le tantale peut également être allié à d'autres métaux tels que le titane, le zirconium et le molybdène pour créer des matériaux avec des propriétés spécifiques adaptées à différentes applications orthopédiques.

- Les alliages Ti-Ta (titanium-tantale) sont utilisés dans certaines applications orthopédiques en raison de leur combinaison de résistance mécanique élevée et de biocompatibilité.
- Les alliages Co-Cr-Ta (cobalt-chrome-tantale) sont parfois utilisés, en particulier dans les composants articulaires des prothèses de hanche et de

genou. Le tantale peut être ajouté à des alliages de cobalt-chrome pour améliorer la résistance à la corrosion et la biocompatibilité.

- Et enfin les alliages Ni-Ti-Ta (nickel-titane-tantale) sont également étudiés pour leur propriété de mémoire de forme ainsi qu'une résistance à la corrosion et une biocompatibilité améliorée par rapport à certains autres alliages. (59)

### 1.4.3 Mise en place d'un cône de comblement

La mise en place de ce cône se fait après retrait de l'ancienne prothèse de genou. Le cône est placé à l'intérieur de l'os, la tige de la nouvelle prothèse de genou est alors glissée dans le trou du cône ce qui permettra sa stabilité. La mise en place d'un cône de comblement lors d'une révision de prothèse totale de genou est une technique utilisée pour renforcer la fixation de la nouvelle prothèse en remplacement de la prothèse existante. Les étapes pour mettre en place un cône de comblement lors d'une révision de prothèse totale de genou sont les suivantes :

**Préparation du site chirurgical** : Le patient est préparé pour la chirurgie en étant placé sous anesthésie générale ou régionale, une incision est faite dans la zone du genou pour accéder à la prothèse existante.

**Retrait de la prothèse existante** : Le chirurgien retire la prothèse totale de genou existante, y compris tous les composants, tels que la cupule, la tige fémorale et la patella.

**Préparation de l'os** : Une fois la prothèse retirée, le chirurgien prépare les surfaces osseuses pour accueillir le cône de comblement. Cela peut impliquer le retrait de toute adhérence de ciment ou de tissu cicatriciel restant.

**Insertion du cône de comblement** : Le cône de comblement est inséré dans la zone préparée de l'os pour remplir l'espace laissé par la prothèse retirée. Il est positionné pour assurer une fixation solide et une stabilité.

**Fixation du cône de comblement** : Le cône de comblement peut être fixé en place à l'aide de ciment orthopédique ou, par une fixation sans ciment via son composé métallique qui permet à l'os de croître directement sur le cône. L'objectif est de créer une base solide pour la nouvelle prothèse et de restaurer la stabilité de l'articulation du genou.

**Placement de la nouvelle prothèse** : Une fois le cône de comblement solidement en place, le chirurgien peut procéder à la pose de la nouvelle prothèse totale de genou. Les composants de la nouvelle prothèse sont fixés dans le cône et dans les os environnants, rétablissant ainsi la fonction articulaire.

**Fermeture de l'incision** : Après avoir vérifié la stabilité et la fixation de la nouvelle prothèse, l'incision est refermée et des sutures ou des agrafes sont utilisées pour fermer la peau.

**Suivi post-opératoire** : Le patient est surveillé en salle de réveil et peut nécessiter une rééducation postopératoire pour récupérer la mobilité du genou.

#### 1.4.4 Intérêt pratique du cône de comblement

En cas de défaut osseux important, plusieurs options ont été explorées.

- La reconstruction par allogreffe présente un risque d'échec allant jusqu'à 33% à 5 ans de recul mais avec des résultats qui peuvent être meilleurs dans certaines publications. Cette technique est cependant difficile et peu reproductible (63)
- L'ajout de cales et l'utilisation de quilles plus ou moins décalées et plus ou moins longues est plus classique. Les quilles peuvent être cimentées, mais exposent à des difficultés d'extraction ou de nettoyage en cas d'infection, ou non cimentées avec des modèles sans revêtement bioactif qui ne se réhabitent donc pas et n'assurent pas de tenue à long terme. Elles peuvent créer des douleurs diaphysaires observées dans 10 % des cas. Dans les 2 cas, une tenue diaphysaire exclusive expose à une faillite à moyen terme du fait de l'importance des contraintes transmises par la zone portante épiphysaire.(63)
- La stabilisation non cimentée en zone métaphysaire. Deux options sont possibles : l'utilisation de cônes de comblement en porometal à base de tantale ou de titane qui permettent de reconstruire une métaphyse dans laquelle une prothèse est scellée et l'utilisation de manchons ostéointégrables, solidaires de la prothèse. (63)

Une étude comparative en 2017 ne montre pas de différence significative entre une allogreffe massive et l'utilisation de cônes en tantale en termes de survie, complication ou résultats fonctionnels. Les auteurs concluent cependant que leur technique de choix est l'utilisation de cônes en raison de leur relative simplicité d'utilisation. De plus, il n'y a moins de risque de transmission de maladie, d'infection, cancer, ou de résorption de la greffe avec l'utilisation de cônes. D'autres auteurs ont par ailleurs montré la fiabilité mécanique des cônes.(63)(64)

L'utilisation d'un augment dans une reprise de prothèse totale de genou présente plusieurs avantages en chirurgie orthopédique. Un "augment" se réfère généralement à un morceau de matériau métallique qui est ajouté lors de la chirurgie pour renforcer ou reconstruire une partie de l'os lors de la reprise de la prothèse totale de genou. Les reprises de prothèse totale de genou engendrent une perte de structure osseuse ou l'affaiblissement de l'os autour de l'articulation du genou. L'augment peut être utilisé pour restaurer la stabilité et le support de l'articulation en remplaçant ou en renforçant l'os endommagé.

Cette perte de substance osseuse peut être causée par plusieurs facteurs, notamment l'usure de la prothèse, l'instabilité de la prothèse, ou d'autres problèmes liés à la chirurgie. Au fil du temps, la prothèse totale du genou peut subir une usure normale, ce qui peut entraîner une perte de substance osseuse autour de la prothèse. Cette usure est principalement due au frottement entre les composants de la prothèse, ce qui peut entraîner une diminution de la densité osseuse à proximité. Par exemple si la prothèse totale du genou n'est pas correctement alignée ou si elle devient instable, cela peut entraîner des contraintes anormales sur les os environnants. Cela peut également provoquer une perte de substance osseuse au fil du temps.

Il y a d'autres événements qui peuvent provoquer cette perte comme les réactions inflammatoires, telles que l'ostéolyse, peuvent se produire en réponse à des particules de métal ou de plastique provenant de la prothèse. Ces réactions peuvent entraîner une résorption osseuse, ce qui diminue la densité osseuse. L'augment peut alors être utilisé pour corriger les défauts osseux tels que les fractures, les déformations ou les pertes de substance osseuse dues à des conditions médicales ou à des interventions chirurgicales précédentes.

Lors de la reprise de la prothèse totale de genou, il est essentiel que l'implant soit solidement fixé dans l'os pour éviter le desserrement ou le déplacement. L'utilisation d'un augment peut aider à assurer une fixation stable de l'implant. En renforçant l'os autour de l'articulation du genou, l'augment peut contribuer à réduire le risque de complications telles que le descellement de la prothèse, la luxation ou l'instabilité. En rétablissant la structure osseuse et l'alignement, l'utilisation d'un augment peut aider les patients à retrouver une meilleure fonction articulaire et peut contribuer à la durabilité de la prothèse totale de genou.

## **2 Tantale et Titane - Propriétés chimiques, mécaniques et interactions avec le vivant.**

### **2.1 Propriétés du tantale versus titane : rationnel de l'utilisation**

Un matériau utilisé pour pallier au manque de formation de tissu osseux doit répondre à un large éventail de critères pour agir comme un substitut efficace. En plus de maintenir la biocompatibilité, il doit également être durable, résistant à la fatigue et posséder une rigidité appropriée pour immobiliser le site de la fracture sans protéger le tissu natif des stimuli mécaniques nécessaires au remodelage osseux. De plus, il doit posséder une porosité suffisante et la perméabilité pour permettre l'invasion vasculaire et l'intégration avec le tissu natif et il doit satisfaire les demandes de transport (nutriments et oxygène) du tissu en remodelage (2).

Face à cette problématique un matériau ressort comme rationnel d'utilisation - le titane/ Le titane est un métal dont l'utilisation en orthopédie débute dans les années 1940 jusqu'à son adoption généralisée comme matériau de choix pour les implants orthopédiques dans la pratique clinique moderne (58). Les premières recherches sur l'utilisation du titane en médecine ont commencé dans les années 1940 et se sont intensifiées dans les années 1950. À cette époque, le titane a été reconnu pour ses propriétés uniques, notamment sa légèreté, sa résistance à la corrosion et sa biocompatibilité, ce qui en a fait un matériau prometteur pour les implants médicaux. Dans les années 60 les premiers implants en titane ont été développés pour une utilisation orthopédique. Ces implants comprenaient notamment des vis et des plaques pour la fixation osseuse, ainsi que des prothèses articulaires. Au fur et à mesure des années les chirurgiens ont commencé à utiliser de plus en plus le titane en raison de ses propriétés mécaniques et biologiques supérieures par rapport à d'autres matériaux. Aujourd'hui l'utilisation du titane en orthopédie est devenue une pratique standard. Les prothèses de hanche et de genou en titane sont également utilisées pour traiter les maladies articulaires dégénératives telles que l'arthrose. De plus, les avancées technologiques ont permis le développement de revêtements de surface et de géométries d'implants plus avancés, améliorant encore l'ostéo-intégration et la durabilité des implants en titane.

Le titane est hautement biocompatibilité. Il est donc peu susceptible de provoquer des réactions allergiques ou des rejets. Il est également très résistant à la corrosion, ce qui le rend durable dans les environnements biologiques complexes du corps humain. De plus il a une densité relativement faible par rapport à d'autres métaux utilisés dans les implants orthopédiques (4,5g/cm<sup>3</sup> pour le titane et 8,3g/cm<sup>3</sup> pour le CoCr). Il possède également une résistance mécanique élevée, ce qui lui permet de supporter les charges et les contraintes rencontrées dans les articulations et les os. Le titane favorise l'ostéo-intégration, et ainsi la fixation solide de l'implant en réduisant les risques de mouvement ou de désalignement. Le titane peut être façonné avec précision pour correspondre aux dimensions et aux formes nécessaires pour les implants orthopédiques, tout en conservant ses propriétés mécaniques.

Le tantale quant à lui a une histoire équivalente à celle du titane. Il commence à être utilisé au début du 20<sup>ème</sup> siècle et est rapidement exploité en tant que matériau composant des dispositifs médicaux. Il a une histoire de plus de 50 ans

d'expérimentations animales réussies et d'utilisation clinique dans des applications restreintes (comme en chirurgie dentaire). Cependant, son utilisation aujourd'hui comme biomatériau, que ce soit en externe ou comme implant, est extrêmement limitée. Les raisons de cette situation s'expliquent probablement par le fait que son coût soit relativement élevé, associé à des difficultés de fabrication et à la disponibilité d'autres matériaux métalliques raisonnablement résistants à la corrosion, tels que les alliages à base de cobalt, le titane et les alliages à base de titane.

Le tantale a une masse volumique de 16,65 g/cm<sup>3</sup> et il est inerte sous sa forme métal pur à la fois *in vivo* et *in vitro*. Le métal pur et son oxyde principal possèdent tous deux une faible solubilité et toxicité. Cependant, les composés d'halogénure sont plus biologiquement actifs. La réponse locale de l'hôte est bénigne, caractérisée par une encapsulation vitale dans les tissus mous et une ostéointégration aisée, rappelant le titane, dans les tissus durs. Dans de rares cas on peut retrouver des réponses indésirables de l'hôte animal (capsule fibreuse secondaire à la corrosion) ou des réponses de l'hôte humain (interposition de membrane fibreuse) sont signalées. La suite de la thèse va nous permettre de déterminer lequel de l'utilisation du titane ou du tantale serait le plus rationnel dans la conception de dispositifs médicaux d'orthopédie de type « augmentés ».

### 2.1.1 Propriétés chimiques

Le tantale est un métal de transition lourd (numéro atomique 73), sa masse atomique est de 180,95 g/mol, et son point de fusion de 2996°C. C'est un métal stable chimiquement, dur mais ductile, bon conducteur de chaleur et d'électricité et très résistant à la corrosion des acides n'étant attaqué que par des acides forts et des alcalis, en particulier des sels qui peuvent s'hydrolyser pour former de l'acide fluorhydrique. Le fluor gazeux attaquera chimiquement le Tantale à température ambiante et le chlore ou le brome l'attaqueront à des températures supérieures à 250 et 300°C, respectivement (5).

Le tantale est retrouvé dans le minéral appelé tantalite et dans certains minerais complexes sous forme d'oxyde comme la microlite, le Wodginite et associé au niobium, notamment dans le coltan, la colombite, la struvérite, la loparite, le polycrase et l'euxénite. C'est un métal qui reste relativement inerte *in vivo*. Il présente une excellente résistance à la corrosion avec une altération de la masse moins importante que pour le titane ou l'acier. Le tantale peut être trouvé dans certains gisements en étant associé à des pegmatites granitiques, des granites, des complexes de carbonatites, des complexes intrusifs hypercalins et des placers.

La production du tantale à partir de minéraux se fait par concassage suivi d'une concentration gravimétrique avant un ajout de fluoroxydrique et d'acide sulfurique à plus de 90° pour une dissolution en fluorure de tantale. Une extraction liquide-liquide par utilisation de différents solvants organiques permet la suppression des impuretés. Une séparation des fluorures de tantale et de niobium est faite en utilisant de l'eau puis une précipitation par ajout de fluorure de potassium donnant un sel le fluorotantalate de potassium. Finalement, une réduction du produit au sodium liquide est réalisée pour obtenir la poudre de tantale.

Le titane (Ti) est un métal léger (numéro atomique 22), qui résiste à la corrosion. Il est principalement utilisé dans les alliages légers et résistants. La résistance à la corrosion du titane est souvent associée à la résistance à l'érosion et au feu. Sa résistance s'explique par la couche d'oxyde très adhérente et dure qui permet sa longévité. De plus cette couche a la capacité de se régénérer.

Le titane est principalement extrait à partir de minerais de titane, qui se trouvent principalement dans des roches ignées telles que l'ilménite et le rutile, ainsi que dans des dépôts de sables de plage et des dépôts alluviaux. Une fois extrait, le minerai de titane est concassé et broyé pour en extraire les minéraux de titane. Les techniques de séparation gravimétrique, magnétique et par flottation peuvent être utilisées pour concentrer le minerai de titane. Le concentré de minerai de titane est ensuite raffiné pour éliminer les impuretés et obtenir du dioxyde de titane pur. Le procédé de raffinage peut inclure des étapes telles que la calcination, la réduction chimique et la purification par électrolyse. Le dioxyde de titane peut être réduit pour produire du titane métal. Le procédé de réduction peut être effectué par diverses méthodes telles que la réduction au magnésium ou au sodium dans des conditions contrôlées.

Le titane est un métal qui a température ambiante est stable dans l'air sec, mais il réagit avec l'oxygène à des températures élevées pour former une couche d'oxyde de titane ( $\text{TiO}_2$ ), qui le protège de la corrosion. Il réagit également avec les acides forts tels que l'acide chlorhydrique (HCl) et l'acide sulfurique ( $\text{H}_2\text{SO}_4$ ) pour former des sels et libérer de l'hydrogène gazeux, il peut également réagir avec les bases fortes pour former des titanates et il peut former une variété de complexes avec des ligands organiques et inorganiques en raison de sa capacité à adopter plusieurs états d'oxydation.

Le titane forme de nombreux alliages avec d'autres éléments, notamment l'aluminium, le vanadium, le molybdène et le niobium. Ces alliages peuvent présenter des propriétés mécaniques et chimiques différentes du titane pur, les rendant utiles dans diverses applications industrielles et médicales. (58)

### **2.1.2 La Corrosion**

La corrosion des métaux est un processus naturel de dégradation qui se produit lorsque les métaux entrent en contact avec des agents corrosifs, tels que l'oxygène, l'eau, des produits chimiques ou d'autres substances, et subissent des réactions chimiques qui altèrent leur structure (15). Lorsqu'un métal est exposé à l'oxygène ou à l'eau, il réagit avec ces substances pour former une couche d'oxyde à sa surface. Cette couche d'oxyde est souvent moins dense que le métal sous-jacent, ce qui la rend poreuse et sujette à d'autres réactions.

La réaction de corrosion est généralement une réaction chimique d'oxydation (16). Les électrons sont transférés du métal (l'anode) vers l'oxygène ou d'autres substances corrosives (la cathode), créant ainsi un courant électrique. Cela favorise la dissolution du métal sous forme d'ions métalliques dans le liquide corrosif. La corrosion peut progresser à travers le métal, en attaquant continuellement les couches internes. Cela

peut se produire de manière uniforme sur toute la surface du métal (corrosion uniforme) ou de manière localisée.

Plusieurs facteurs peuvent influencer le taux de corrosion d'un métal, notamment la composition chimique du métal, la nature de l'environnement (par exemple, la présence d'acides, de sels ou d'humidité), la température, le pH, la concentration d'oxygène, et la présence d'autres matériaux en contact avec le métal. Pour prévenir la corrosion, on utilise diverses méthodes, notamment le revêtement de la surface du métal, l'utilisation de matériaux résistants à la corrosion, la cathodisation (en ajoutant un matériau plus réactif pour protéger le métal), le contrôle de l'environnement, et la conception de manière à minimiser l'accumulation d'eau ou d'autres agents corrosifs.

La corrosion des métaux dans les dispositifs médicaux est un problème potentiellement grave, car elle peut compromettre la sécurité et l'efficacité de ces dispositifs, ainsi que la santé des patients. La corrosion des métaux peut entraîner une détérioration du dispositif médical, une libération de particules métalliques dans le corps du patient, des infections, des réactions allergiques, ou une perte d'efficacité du dispositif.

La corrosion peut se produire lorsque ces métaux entrent en contact avec des environnements corrosifs, tels que des fluides corporels, des produits chimiques de nettoyage ou des solutions médicales. Plusieurs facteurs peuvent contribuer à la corrosion des métaux dans les dispositifs médicaux, notamment l'humidité, la température, le pH, la composition chimique du fluide corporel, et la présence d'autres matériaux dans le voisinage du métal. Pour minimiser la corrosion des métaux dans les dispositifs médicaux, on utilise des matériaux résistants à la corrosion, des revêtements protecteurs, et des conceptions spécifiques.

La corrosion du titane dans son utilisation en tant que composant de prothèse orthopédique peut toujours être un problème potentiel, bien que cela soit relativement rare. Le titane a une excellente biocompatibilité, ce qui signifie qu'il est bien toléré par les tissus humains. Il est peu susceptible de provoquer des réactions allergiques ou des rejets par le corps, ce qui est essentiel pour les prothèses orthopédiques (17,18).

Le titane est connu pour sa résistance à la corrosion dans des environnements corporels. Il est peu sensible à la corrosion due aux fluides biologiques, tels que le sang et le liquide synovial qui entoure les articulations. Le titane est un métal extrêmement oxydable, l'un des facteurs de sa résistance à sa corrosion est le développement d'une couche protectrice constituée majoritairement d'oxyde  $TiO_2$ . Cette couche est intègre et très adhérente. En cas de rayure de la surface, l'oxyde se reforme spontanément en présence d'air ou d'eau c'est pour cela que le titane n'est pas altéré par l'eau ou l'air. De plus, cette couche est stable sur une large gamme de pH, de potentiel et de température. Bien que la corrosion du titane dans les prothèses orthopédiques soit rare, elle peut survenir dans des circonstances spécifiques. Par exemple, des facteurs tels que des impuretés métalliques dans les alliages de titane, des contraintes mécaniques excessives ou des micro-mouvements entre les composants de la prothèse peuvent créer des conditions favorables à la corrosion, une corrosion bactérienne est également possible (type particulier de corrosion induite par des micro-organismes) (19). L'un des risques potentiels est la corrosion galvanique,

qui peut se produire lorsque différents métaux sont utilisés dans une prothèse orthopédique. Si le titane est en contact avec un autre métal, il peut y avoir un potentiel électrochimique différent qui favorise la corrosion de l'un des métaux.

L'utilisation du tantale dans les prothèses orthopédiques est plus rare par rapport à d'autres métaux tels que le titane ou les aciers inoxydables, mais il peut être choisi en raison de ses propriétés, notamment sa résistance à la corrosion (17,18). Le tantale est extrêmement résistant à la corrosion, même dans des environnements extrêmement agressifs. Il forme une couche d'oxyde de tantale très stable à la surface qui protège efficacement le métal contre la corrosion. Le tantale est bien toléré par les tissus humains, ce qui est essentiel pour les prothèses orthopédiques. Il est peu susceptible de provoquer des réactions allergiques ou de déclencher des rejets par l'organisme (20). Aujourd'hui dans la littérature on ne retrouve pas de cas référencé de corrosion du tantale chez des patients néanmoins il est supposé qu'il pourrait y avoir des situations exceptionnelles où la corrosion pourrait se produire. Cela pourrait inclure des contacts avec d'autres métaux dissimilaires, des conditions locales qui perturbent la couche d'oxyde de surface, ou des environnements très acides ou alcalins.

### **Comparaison Qualitative de la corrosion du Tantale et du Titane**

Pour évaluer l'état de corrosion des métaux, il est possible de réaliser des observations macroscopiques ou microscopiques. Une simple observation visuelle permet de détecter des indices de décoloration et/ou de fissures au niveau des tiges ou des fixations. Par ailleurs, l'utilisation d'un microscope optique ou électronique à balayage permet d'identifier des signes d'érosion, de piqûre et de fissures légères pour une analyse plus approfondie en caractérisant, notamment, les zones prédisposées à s'éroder (21).

Dans cette première étude, des prothèses en alliage de titane et d'autres en chrome-cobalt revêtu de tantale ont été testées à sec, dans du sérum "brain heart infusion" (BHI) et du sérum BHI associé à des fragments osseux, pendant 15 jours. Les surfaces des prothèses ont ensuite été analysées à l'aide de macrophotographie numérique, de stéréomicroscopie et de microscopie électronique. La prothèse en titane testée dans le milieu à sec ne présentait aucun signe d'attaque corrosive. En revanche, les prothèses en titane testés dans le sérum BHI et le sérum BHI associé aux fragments osseux présentaient des dépôts marqués et des attaques de corrosion visibles même à faible grossissement (figure 10). Les fragments osseux utilisés dans le sérum BHI associés aux fragments osseux n'étaient plus visibles, indiquant une dégradation chimique ou mécanique.

La prothèse en alliage chrome-cobalt revêtus de tantale ne présentait aucune trace de corrosion ou d'attaque chimique dans les trois milieux étudiés. Les fragments osseux utilisés dans le milieu sérum BHI associés aux fragments osseux étaient toujours visibles à la fin du test, indiquant une absence de dégradation chimique et mécanique (figure 11) (22).

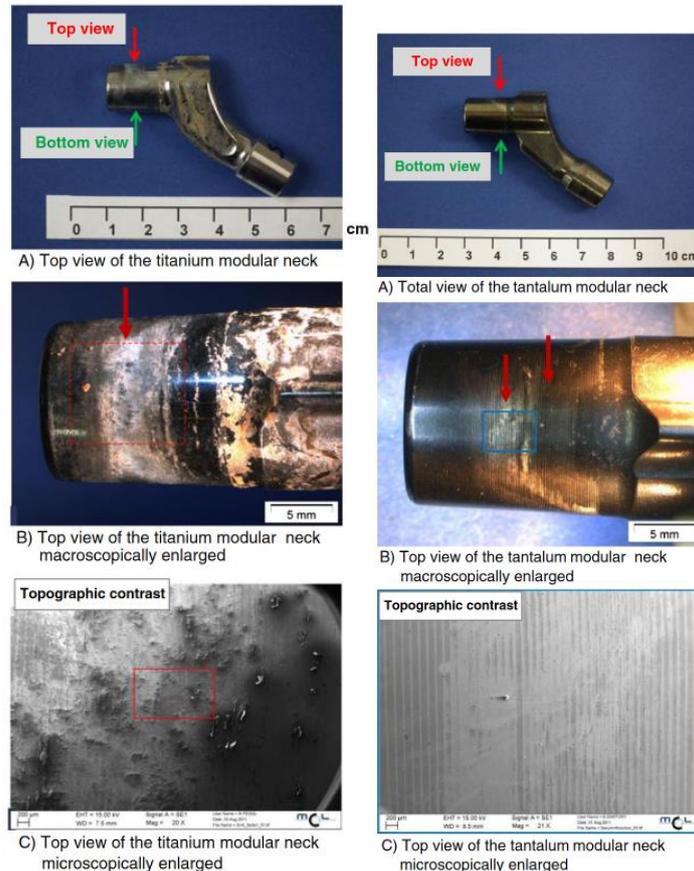


Figure 10 : Prothèse en titane testée dans du sérum BHI associé à des fragments osseux (à gauche)(22)

Figure 11 : Prothèse en tantale testée dans du sérum BHI associé à des fragments osseux (à droite)(22)

Dans la deuxième étude, des prothèses en titane revêtues de nitrure de titane ou de nitrure de tantale sont placés dans des milieux avec et sans bactéries. Après 7 jours d'immersion dans un milieu sans bactérie, le titane revêtu de nitrure de titane (TiN) n'a subi aucune altération, alors que dans le milieu avec bactéries une dégradation du revêtement TiN a été observée. Après 28 jours, dans un milieu sans bactérie, une corrosion localisée est apparue sur le titane pur et un détachement de la couche TiN a été observée (figure 12). La présence de bactéries accélère la corrosion microbologique du titane et du titane revêtu de TiN, confirmée par l'aggravation des puits de corrosion sur le titane et le détachement sévère du revêtement TiN.

Concernant les prothèses en titane revêtues de nitrure de tantale (TaN) les surfaces sont restées intactes que ce soit dans le milieu avec ou sans bactéries, que ce soit le 7<sup>ème</sup> ou le 28<sup>ème</sup> jour, démontrant une excellente résistance à la bio-corrosion des bactéries et la forte adhérence des revêtements TaN au substrat en titane (figure 12)(23).

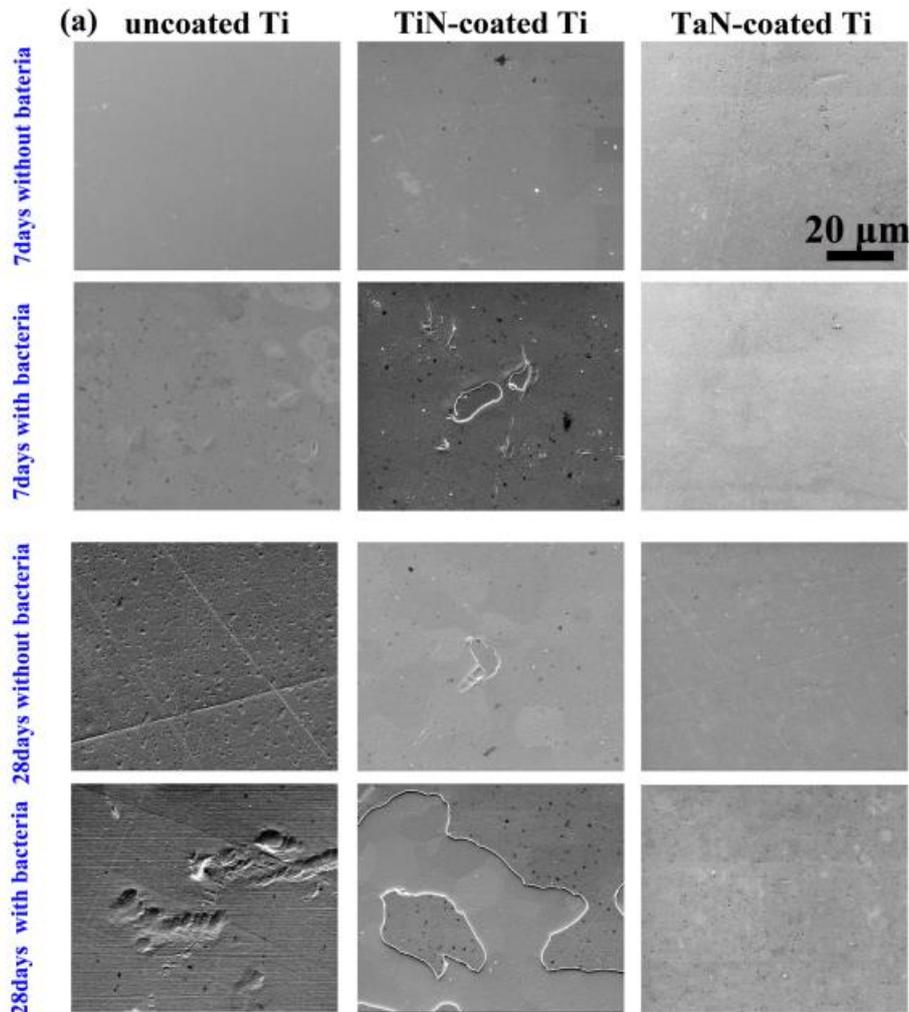


Figure 12 : Observation microscopique du titane sans revêtement, du titane avec un revêtement TiN et du titane avec un revêtement en TaN à 7 jours et 28 avec et sans bactéries (23)

### **Comparaison quantitative de la corrosion du Tantale et du Titane**

La méthode triple électrode mesure les données de polarisation cyclique potentiodynamique (PCP) pour étudier les réactions électrochimiques, en particulier la corrosion. Les paramètres clés, le potentiel de corrosion ( $E_{\text{corr}}$ ) et l'intensité de corrosion ( $I_{\text{corr}}$  ou  $J_{\text{corr}}$ ), quantifient la corrosion des métaux. L' $E_{\text{corr}}$  marque le potentiel où le matériau commence à se corroder, équilibrant les réactions d'oxydation et de réduction. Tandis que l' $I_{\text{corr}}$  indique la quantité de métal convertie en ions métalliques, reflétant la vitesse de corrosion, ainsi plus  $I_{\text{corr}}$  est élevé plus la corrosion se fera rapidement.

Dans une première étude, l'alliage de titane et de zirconium (Ti-Zr) a été étudié seul et avec l'ajout de tantale (Ta) par un procédé de passivation afin d'évaluer les propriétés de corrosion de ces métaux dans un fluide corporel simulé semblable à celui du sang. Les alliages ont été exposés une première fois dans la solution physiologique durant une heure puis une seconde fois durant 72 heures. Le potentiel dans la solution tampon phosphate salin (PBS) était de 400 mV durant l'expérience (tableau 1) (24).

Tableau 1 : Paramètres de quantification de la corrosion selon Schmitz H-CR et al (24)

Alloy	$\beta_c$ (V dec <sup>-1</sup> )	$E_{Corr}$ (V)	$\beta_a$ (V dec <sup>-1</sup> )	$j_{Corr}$ (mA/cm <sup>2</sup> )	$R_p$ (k $\Omega$ cm <sup>2</sup> )
Ti-Zr (1.0 h)	190	160	425	0.55	68.66
Ti-Zr-Ta (1.0 h)	140	150	365	0.35	89.96
Ti-Zr (72 h)	160	180	315	0.45	81.84
Ti-Zr-Ta (72 h)	150	170	300	0.30	115.49

Le tableau 1 montre que  $i_{corr}$  diminue moins rapidement lorsque l'alliage est revêtu de tantale par rapport à l'absence de revêtement, ce qui suggère que la présence de tantale ralentit le processus de corrosion, indiquant ainsi que le tantale favorise la résistance à la corrosion de l'alliage. De plus, pour l' $E_{corr}$ , que ce soit pour au bout de 1 heure ou de 72 heures, l' $E_{corr}$  de l'alliage Ti-Zr-Ta est moindre par rapport à l'alliage Ti-Zr. Si le potentiel de corrosion est faible, alors l'oxydation sera favorisée. Dans notre cas, l'alliage Ti-Zr sera plus facilement sujet à la corrosion que l'alliage Ti-Zr-Ta.

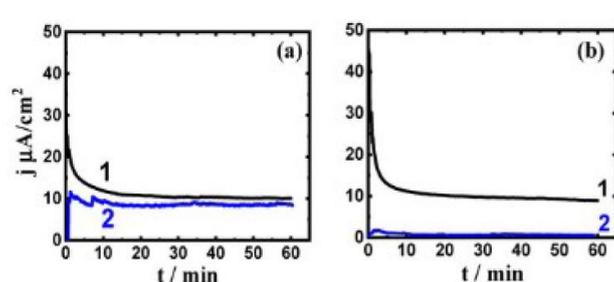


Figure 13 : Courbes de mesure du courant-temps chronoampérométrique (CCT) pour (1) alliage Ti-Zr et (2) alliage Ti-Zr-Ta (a) 1h et (b) 72h d'exposition dans la solution PBS (23)

La figure 13 exprime l'évolution de l'intensité de corrosion en fonction du temps. Une différence marquante d'intensité de corrosion est observée entre l'alliage Ti-Zr comparativement à celui revêtu de Ta après 72 heures de corrosion. En effet, au bout de 72h l'intensité de corrosion de l'alliage Ti-Zr est toujours à 10  $\mu A/cm^2$  alors que l'alliage Ti-Zr-Ta est proche de 0  $\mu A/cm^2$  le revêtement tantale permet donc une meilleure résistance à la corrosion que l'alliage Ti-Zr sans revêtement.

Dans une autre étude, la corrosion du titane revêtu de nitrure de titane (TiN) ou de nitrure de Tantale (TaN) a été étudiée milieu physiologique contaminé (figure 14), pour l'application dentaire. Au regard de sa stabilité, le nitrure de titane (TiN) est souvent recommandé pour améliorer la résistance à la corrosion pour les piliers prothétiques en Ti. Toutefois, en cas d'exposition à l'air ou à l'oxygène, le TiN s'oxyde et les métabolites produits par les micro-organismes renforcent l'environnement corrosif et affaiblissent la stabilité et l'intégrité du Ti. Ainsi dans cette étude, le revêtement de TaN sur le TiN sur le Titane est testé dans le même milieu contaminé afin d'étudier la corrosion et la résistance à l'adhésion des bactéries (23).

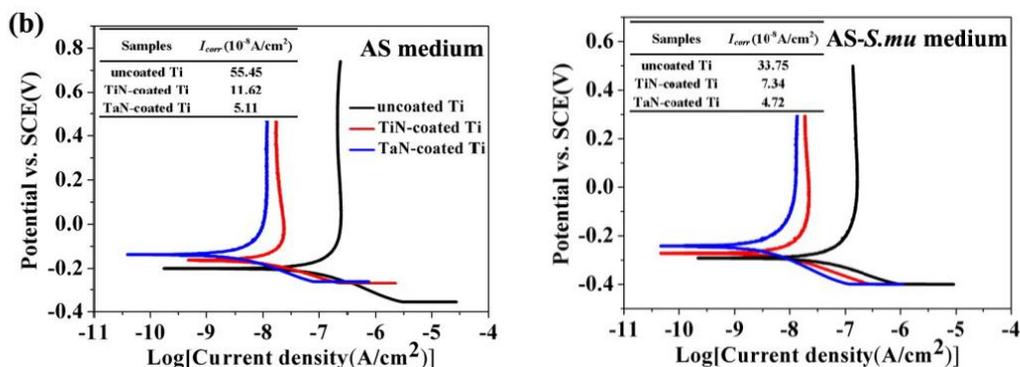


Figure 14 : Courbes de polarisation potentiodynamique du Ti non revêtu, du Ti revêtu de TiN et du Ti revêtu de TaN dans AS, AS-S mutans.(23)

Après 2 heures d'immersion dans un milieu physiologique semblable à la salive,  $I_{corr}$  est moins important pour le Ti avec TaN qu'avec TiN. Ainsi, le revêtement de TaN permet de diminuer la vitesse de corrosion par rapport à celui du Ti-N sur le Ti. De plus, on constate que les deux revêtements permettent de décélérer la corrosion par rapport au titane nu. Dans ce même milieu avec ajout de la bactérie *S. mutans*,  $I_{corr}$  est sensiblement identique pour les deux revêtements, ce qui suggère une vitesse de corrosion similaire dans un milieu contaminé. En outre, le potentiel de corrosion  $E_{corr}$  diminue en présence de la bactérie pour le Ti revêtu de TiN et le Ti revêtu de TaN, ce qui pourrait suggérer que la bactérie *S. mutans* affaiblit la résistance à la corrosion pour les deux revêtements.(23)

Dans une dernière étude, Zitter et Plenk rapportent une densité de courant de corrosion plus faible et une résistance à la corrosion plus élevée pour Ta que pour l'alliage Ti et Ti6Al4V dans des conditions comparables. Ces résultats sont corroborés par l'examen de Van Mulder et Pourbaix sur la stabilité électrochimique du tantale qui démontre qu'il est recouvert d'un film de Ta<sub>2</sub>O<sub>5</sub> de très faible solubilité sur toutes les combinaisons de pH et de potentiel (tel que défini par  $pO_2$ ) d'intérêt biologique. De plus, ils rapportent que la réaction d'équilibre Ta/Ta<sub>2</sub>O<sub>5</sub> est impossible à caractériser directement, en raison du pouvoir protecteur de l'oxyde. (5)

### 2.1.3 Propriétés mécaniques

Le Tantale a une structure cristalline cubique centrée il est facile à travailler. L'obtention de la structure spongieuse oxydée du tantale se fait en différentes étapes, tout d'abord une compression est faite la poudre est alors comprimée autour d'un fil de tantale pour obtenir une pastille, ensuite un frittage est fait, la pastille obtenue est alors frittée sous vide à des températures entre 1200 et 1800°C. Le frittage permet une soudure entre les particules ce qui permet l'obtention d'une structure spongieuse. Suite au frittage on réalise une anodisation, pour réaliser cette anodisation la pastille est immergée dans une solution d'acide très faible et une tension continue est appliquée, ce qui permet de former une couche d'oxyde de tantale sur toute la surface du matériau. La surface interne peut varier en fonction de la température de frittage et de granulométrie et l'épaisseur de la couche d'oxyde formée dépend de la tension

continue appliquée durant l'étape d'anodisation. Pour obtenir le titane poreux pour en faire des implants utilisés en chirurgie orthopédique il faut tout d'abord préparer une poudre de titane. La taille des particules et la distribution granulométrique de la poudre peuvent être ajustées en fonction des spécifications voulues. La poudre de titane peut également être mélangée avec des agents poreux ou des matériaux d'agglomération ou des billes de céramiques pour former la structure poreuse souhaitée. La poudre est ensuite comprimée à haute pression dans un moule pour former une préforme ou un précurseur de la pièce finale. La préforme est placée dans un four à une température élevée, généralement juste en dessous du point de fusion du titane. Pendant le processus de frittage, les particules de titane se fusionnent partiellement, formant des liaisons métalliques entre elles. Cependant, la température n'est pas assez élevée pour que tout le matériau fonde complètement, de sorte que la structure poreuse est maintenue. La porosité du matériau peut être contrôlée en ajustant divers paramètres du processus, tels que la taille des particules de poudre, la densité de compactage, la température de frittage et le temps de frittage. Ces paramètres influencent la quantité et la taille des pores formés dans la structure poreuse. Après le frittage, le titane poreux peut être soumis à des étapes de post-traitement telles que le nettoyage, le polissage, la décontamination et la stérilisation.

La méthode employée pour déterminer les propriétés mécaniques d'un matériau consiste à réaliser un essai de résistance à la traction conformément à la norme ISO 6892. L'essai consiste à enregistrer, au moyen d'une machine de traction, l'évolution de la distance entre deux repères en fonction de la force  $F$ , appliquée parallèlement à l'axe à chaque extrémité. La courbe (force/allongement) obtenue dépend du matériau, mais également des dimensions de l'objet. Pour obtenir une courbe indépendante des dimensions, on rapporte usuellement la force  $F$  à la section initiale  $S$  de l'objet. On parle alors de la contrainte (stress) nominale de traction :  $\sigma = F/S$ , qui s'exprime en (MPa) ou en  $\text{kgf/mm}^2$

Ainsi, on obtient la courbe (contrainte/déformation) caractéristique du matériau. En examinant une courbe contrainte/déformation, on observe trois zones distinctes : La zone d'élasticité, la zone de déformation plastique et la zone de rupture (figure 15).

- La **zone d'élasticité** est assimilable à un segment de droite, c'est-à-dire que la formation est proportionnelle à la contrainte exercée sur l'objet, c'est la loi de Hooke.
- Au-delà de la zone d'élasticité, la pente de la courbe diminue jusqu'à un plateau, il s'agit de la **zone de déformation plastique**. Une faible augmentation de la contrainte appliquée correspond une forte augmentation de la déformation, cette déformation n'est plus entièrement réversible. Cette zone permet d'écrouir un métal c'est-à-dire de le travailler sous une force supérieure à sa limite d'élasticité et le transformer en un autre corps à une limite d'élasticité accrue, mais à domaine plastique réduit. Le réchauffement à forte température d'un métal écroui lui rend ses qualités initiales. C'est le phénomène du recuit.
- Au-delà de la zone de déformation plastique, la pente de la courbe devient négative, cette partie va correspondre à la **zone de rupture**. La rupture a lieu pour la contrainte de rupture (ultimate stress ou fracture stress) du matériau.

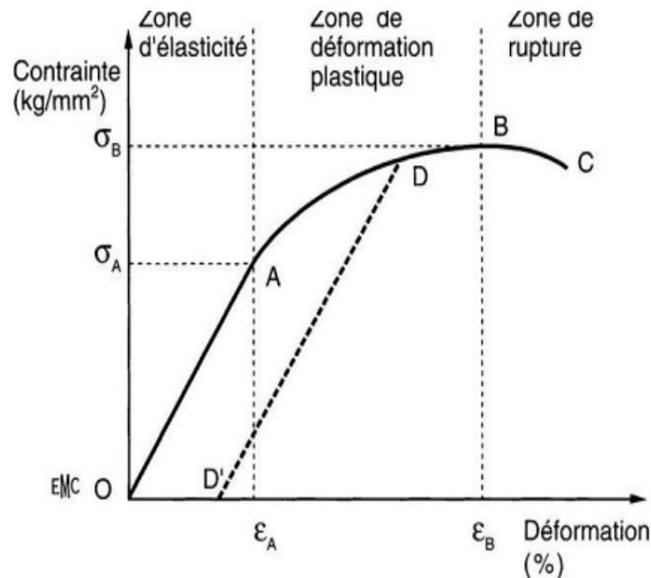


Figure 15 : Graphique déformation en fonction de la contrainte exercée sur un matériau

La résistance à la traction est la contrainte nominale maximale du matériau. C'est cette valeur qui est généralement donnée pour caractériser la résistance d'un métal. Pour les métaux utilisés en orthopédie, elle est très voisine de la contrainte de rupture. Un matériau est cassant s'il se rompt rapidement dès que sa limite élastique est atteinte. Sa plasticité est faible ou nulle (cas du titane). La ductilité ou malléabilité caractérise un matériau apte à se déformer dans la zone de plasticité (cas du cuivre).

Il existe différents types d'essais mécaniques pour caractériser les matériaux tel que les essais de flexion de torsion et de fatigue :

Les **essais de flexion** peuvent être réalisés en fonction du mode d'appui et du mode de chargement. Les échantillons doivent être long pour réaliser les tests de déformation, l'échantillon est soumis à un gradient linéaire de contraintes allant de la compression à la flexion et il y a une zone dans laquelle la contrainte est nulle cette zone correspond à un plan de symétrie horizontal appelé plan neutre.

Les **essais de torsion** nécessitent un échantillon dont les extrémités subiront des forces parallèles travaillant dans des directions opposées dont le plan est perpendiculaire à l'axe de l'échantillon. Ces contraintes de torsion se manifestent en spirales continues tout le long de l'objet. Si on applique un couple de torsion aux extrémités de l'échantillon, on observe sur la courbe un comportement identique à celui obtenu lors de l'essai en traction. La courbe présente une partie linéaire élastique, puis une zone plastique non linéaire jusqu'à rupture. Si en traction, pour une section circulaire d'un échantillon, la contrainte dans celle-ci est inversement proportionnelle au carré du diamètre, en torsion elle est inversement proportionnelle au cube de ce diamètre.

Les **essais de fatigue** permettent à un matériau de se rompre sous une contrainte inférieure à sa limite élastique s'il est soumis à des contraintes cycliques. L'un des essais les plus pratiqués pour déterminer le comportement de fatigue d'un matériau

consiste à soumettre un échantillon à un essai en torsion alternée et flexion rotative. Afin que le matériau soit successivement comprimé puis tendu, l'extrémité de l'échantillon est soumise à une rotation cyclique, tandis qu'une charge est appliquée à l'autre extrémité. On relève alors le nombre de cycles jusqu'à rupture de l'échantillon. La courbe obtenue est appelée courbe de Woehler. En examinant un exemple de courbe de Woehler, on constate généralement que (figure 16) :

- Le nombre de cycles que supporte un matériau avant rupture diminue quand la charge appliquée augmente ;
- Il existe une valeur de la charge en deçà de laquelle, quel que soit le nombre de cycles la rupture ne se produit pas. Cette valeur de la charge est appelée limite de fatigue ou limite d'endurance.
- L'endurance d'un implant augmente avec le taux d'érouissage. Un implant recuit, très plastique, a une limite de fatigue basse.

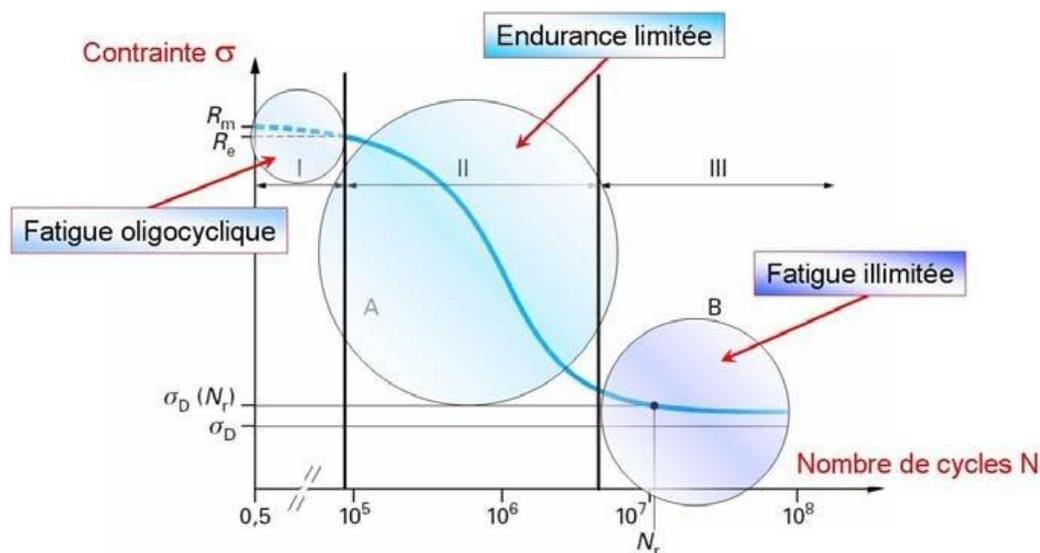


Figure 16 : Courbe de Woehler, évolution de la contrainte exercée sur un matériau en fonction du nombre de cycles subis.

Dans l'activité quotidienne, un ensemble complexe de forces est appliqué sur les os. L'application de ces forces provoque des déformations microscopiques. Ces déformations dépendent de l'importance des contraintes, de la géométrie de l'os, c'est-à-dire de sa longueur, de ses courbes, de son diamètre et de ses propriétés mécaniques. La position latéralisée des membres inférieurs par rapport au centre de gravité produit des forces additionnelles asymétriques qui s'ajoutent au poids du corps. Le squelette des membres inférieurs est ainsi soumis à une compression asymétrique. Il en résulte des contraintes en flexion qui sont en tension sur le côté convexe et en compression du côté concave. La forme des os est adaptée pour diminuer les contraintes en flexion. Les os sont courbes, de telle sorte qu'ils sont dans l'axe de la résultante des forces qui agissent sur eux. Cette courbure augmente les contraintes de compression qui sont les mieux tolérées et diminue en revanche les contraintes de flexion. Les contraintes de compression sont deux fois plus importantes que les contraintes de tension.

Concernant le fémur qui compose le genou avec le tibia on sait d'après Pauwells que la charge qui s'exerce sur la tête fémorale est considérable. En position unipodale, le poids du corps excentré exerce sur la tête fémorale une charge de près de 300 kg, susceptible d'augmenter en fonction des efforts et des mouvements. En montant des escaliers, cette charge peut atteindre 5 fois le poids du corps et en marchant rapidement jusqu'à 7,6 fois car dans ce cas les forces d'accélération s'ajoutent à la charge statique. Bergmann *et al.* (5) reprenant l'expérience de Rydell *et al.* (57) ont publié en 1990 leurs résultats après mise en place *in vivo* de prothèses de hanche équipées de jauges de contraintes chez deux patients. Les contraintes mesurées étaient pour un sujet de 370 % du poids du corps en montant les escaliers, de 416 % en les descendant et de 369 % en marchant à plat. Pour l'autre sujet, atteint d'une maladie neurologique entraînant des troubles de la marche, ces contraintes étaient respectivement de 552 %, 523 % et 413 %. Les contraintes sur le fémur en dessous du petit trochanter sont donc très élevées.

Lorsque le fémur est mis en charge, la partie externe de l'os subit des contraintes de tension alors que sa partie interne subit des contraintes de compression. Les deux zones s'enroulent l'une autour de l'autre, en spirale, du haut en bas de la diaphyse. Le fémur se fléchit donc sur toute sa hauteur. Les plus grandes déformations s'observent dans le haut du fémur puis vont en diminuant jusqu'à ce que les déformations de compression présentent une nouvelle élévation tandis que les déformations de traction continuent de baisser. Les contraintes supportées par le fémur sont importantes, même lorsque le sujet en décubitus soulève simplement le membre du plan du lit.

Les études de Lanyon *et al.* (27) et celles de Carter *et al.* (13) ont montré les contraintes supportées par la face antéro externe du tibia au cours de la marche et de la course. Pendant la marche, les contraintes sont en compression pendant l'appui du talon, en tension pendant la phase d'appui plantaire, puis à nouveau en compression au moment de l'appui en pulsion sur l'avant-pied et le gros orteil. Des contraintes en cisaillement apparaissent pendant la dernière partie du pas, indiquant une rotation externe du tibia à ce moment. Pendant la course, il existe des contraintes modérées en compression au moment de l'appui du gros orteil suivies de contraintes très élevées en tension. Les contraintes en cisaillement sont faibles. La face postérieure du tibia est en tension lorsque le pied est posé à plat. Grâce à sa forme tubulaire, le tibia résiste bien aux contraintes en flexion. Compte tenu de son plus large diamètre à sa partie supérieure et du fait de son plus grand moment d'inertie à ce niveau, il résiste mieux aux contraintes en torsion que la partie distale, dont le petit diamètre s'accompagne d'un moment d'inertie plus faible. Les contraintes en cisaillement à la partie distale du tibia sont le double de celles qui s'exercent sur la partie proximale.

### 2.1.3.1 Module élastique

Le module d'élasticité est la contrainte mécanique qui engendrerait un allongement de 100 % de la longueur initiale d'un matériau (on doublerait donc la longueur), cette valeur est théorique car dans la réalité le matériau se déforme de façon permanente, ou se rompt bien avant que cette valeur ne soit atteinte. Un matériau dont l'élasticité est très élevée est dit rigide.

La déformation est proportionnelle à la contrainte exercée sur l'objet  $C_e$  qui correspond à la loi de Hooke. Le rapport :  $E = \text{contrainte} / \text{déformation}$  est une constante appelée module d'élasticité en traction ou module de Young. Il est exprimé en MPa ou en kgf/mm<sup>2</sup>, et il est l'expression de la pente de cette partie de la courbe. L'élongation (A) est proportionnelle à la force (F) qui la provoque et inversement proportionnelle au module d'élasticité (E) :  $A = F / E$ . Le module de Young est d'autant plus grand que le matériau est rigide. Tant que l'on applique à un implant une contrainte inférieure à la limite élastique, la suppression de cette contrainte permet à l'implant de reprendre ses dimensions initiales.

Le module d'élasticité de l'os varie suivant l'endroit où l'on se positionne dans l'os mais aussi suivant qu'on l'étudie en traction longitudinale, en compression ou en flexion. Le module élastique diminue de l'endoste au périoste, ce qui tend à égaliser les contraintes intra-osseuses. A proximité de l'endoste, le module est de 26 GPa alors qu'il est de 14 GPa sous le périoste. De plus l'os est un matériau composite comportant deux phases, la matrice organique qui est essentiellement du collagène et la matrice minérale qui est l'os.

L'os tire sa résistance en traction de son composant collagène et sa résistance en compression de son composant minéral. L'augmentation en tantale ou en titane, une fois envahi par les cellules osseuses va gagner en élasticité et se rapprocher du module d'élasticité de l'os. Lorsque l'on compare l'élasticité du tantale à celle du titane, il est important de noter que les deux matériaux sont considérés comme ayant des propriétés d'élasticité élevées, ce qui signifie qu'ils peuvent subir des déformations élastiques importantes sans subir de dommages permanents. Cependant, il y a des différences importantes à prendre en compte.

Le tantale a un module d'élasticité légèrement plus élevé que le titane. Le module d'élasticité du tantale se situe généralement autour de 186 GPa, tandis que celui du titane varie généralement entre 100 GPa et 120 GPa, en fonction de l'alliage. En termes de rigidité, le tantale est donc légèrement plus rigide que le titane. Cela signifie que, pour une contrainte donnée, le tantale subira une déformation élastique légèrement moins importante que le titane.

Concernant le comportement élastique les deux matériaux suivent la loi de Hooke et présentent un comportement élastique, ce qui signifie qu'ils retrouveront leur forme et leur taille d'origine après une déformation élastique réversible. Cependant, comme mentionné précédemment, le tantale aura tendance à conserver sa forme d'origine légèrement mieux que le titane en réponse à une contrainte donnée en raison de sa rigidité supérieure.

Le tantale et le titane diffèrent en termes de rigidité, ce qui peut avoir un impact sur la performance des prothèses totales du genou.

- Le tantale a une rigidité élevée, ce qui signifie qu'il a une faible élasticité et qu'il est moins souple que le titane. Cette rigidité élevée peut être bénéfique pour maintenir la stabilité et la forme des composants de la prothèse totale du genou. Cependant, une rigidité élevée peut également entraîner une répartition moins uniforme des contraintes sur l'os environnant, ce qui pourrait potentiellement augmenter le risque de perte de substance osseuse à long terme.

- Le titane a une rigidité plus faible par rapport au tantale, ce qui signifie qu'il est plus souple et peut mieux correspondre à la rigidité naturelle de l'os. Cette caractéristique peut aider à réduire les contraintes sur l'os environnant, ce qui peut être bénéfique pour minimiser la perte de substance osseuse à long terme. Cependant, en raison de sa moindre rigidité, le titane peut nécessiter des prothèses plus épaisses pour atteindre une stabilité adéquate, ce qui peut entraîner des implants plus volumineux.

En résumé, bien que le tantale et le titane aient tous deux des propriétés d'élasticité élevées, le tantale a généralement une rigidité légèrement supérieure en raison de son module d'élasticité plus élevé. On peut donc ici constater que le titane qui est plus souple que le tantale correspondra mieux à la souplesse naturelle des os du corps et présentera moins de risque que le tantale, ce qui concède au titane une supériorité vis-à-vis de sa propriété élastique.

### 2.1.3.2 La résistance ultime

La résistance ultime d'un matériau correspond à la force de contrainte maximale que l'on peut exercer sur un matériau jusqu'à sa rupture. Pour un matériau ductile cela correspond à une déformation irréversible du matériau. Cette résistance se mesure à l'aide d'un essai de traction. Elle est généralement mesurée en soumettant un échantillon du matériau à une force de traction croissante jusqu'à ce qu'il atteigne sa rupture. La contrainte maximale enregistrée au moment de la rupture est la résistance ultime du matériau. La résistance ultime est exprimée en unités de pression, telles que les pascals (Pa) ou les mégapascals (MPa) dans le système international d'unités (SI).

La résistance ultime varie considérablement d'un matériau à l'autre. Par exemple, les métaux tels que l'acier ont généralement une résistance ultime élevée, tandis que les matériaux polymères (plastiques) ont des résistances ultimes plus faibles. Les composites, tels que la fibre de carbone renforcée, peuvent avoir des résistances ultimes intermédiaires.

Lorsqu'un matériau est soumis à un test de traction, les résultats sont représentés sous la forme d'une courbe de traction. Cette courbe montre comment la contrainte (force par unité de surface) évolue en fonction de la déformation. La résistance ultime est généralement le point où la courbe atteint son pic avant de chuter abruptement à la rupture.

La résistance ultime d'un matériau peut varier en fonction de la température. Certains matériaux peuvent devenir plus fragiles à des températures extrêmes, ce qui peut réduire leur résistance ultime.

Les propriétés élastoplastiques du matériau sont déterminées en traction simple en utilisant une machine de traction/compression équipée d'une cellule de charge admettant une erreur inférieure à 0,4% de la charge mesurée. Un logiciel est utilisé afin de calculer la contrainte nominale pendant l'essai. Les échantillons sont marqués de repères sur la zone utile afin de pouvoir, à l'aide d'un dispositif de vidéo traction, mesurer la déformation des échantillons et de piloter les essais en vitesse de

déformation vraie. Ces tests sont effectués à température ambiante et pilotés à une vitesse de déformation quasi statique.

### **Les contraintes et leur mesure :**

Le système de vidéo traction permet de mesurer la déformation vraie de l'échantillon. Mais seule la mesure de la **contrainte nominale** est obtenue car les dimensions de l'échantillon ne sont connues qu'à l'état initial.

Afin de pouvoir déterminer la **contrainte vraie**, il faut considérer un coefficient de Poisson, Le coefficient de Poisson est une mesure de la capacité d'un matériau à se déformer en réponse à une contrainte externe. Il décrit la relation entre la déformation longitudinale (allongement) et la déformation transversale (rétrécissement) lorsqu'un matériau est soumis à une contrainte de traction. En d'autres termes, il mesure la manière dont un matériau se contracte ou se dilate dans des directions perpendiculaires sous l'effet d'une contrainte. On considère donc un coefficient de Poisson de 0,3 dans toute la phase élastique, et un coefficient de Poisson de 0,5 une fois le domaine plastique atteint et jusqu'à rupture. En général, les matériaux ayant un coefficient de Poisson élevé ont tendance à être plus déformables (plus flexibles) et ont souvent une résistance ultime plus faible. Inversement, les matériaux ayant un coefficient de Poisson faible ont tendance à être moins déformables et ont souvent une résistance ultime plus élevée.

Les courbes obtenues ne doivent être lues qu'au maximum de contrainte.

La **contrainte de rupture** est la contrainte maximale à laquelle l'os peut être soumis avant de se rompre. Elle est généralement exprimée en mégapascals (MPa) ou en pascals (Pa). La contrainte de rupture est liée à la résistance ultime, mais elle dépend également de la géométrie et de la taille de l'os. Pour calculer la contrainte de rupture, on divise la force de rupture par la section transversale de l'os à l'endroit de la fracture.

### **Résistance ultime du tantale et du titane :**

La résistance ultime du tantale et du titane varie en fonction des alliages spécifiques et des conditions de traitement.

Le tantale a généralement une résistance ultime relativement élevée, qui se situe entre 180 MPa (mégapascals) et 220 MPa. Cette résistance à la traction élevée en fait un matériau solide et résistant. Lorsqu'il est sous sa forme poreuse La résistance ultime du tantale est de 50 à 110 MPa et de 207 à 517 MPa lorsqu'il est sous sa forme tantale F560

Le titane est également connu pour sa résistance à la traction élevée. Cependant, la résistance ultime du titane varie en fonction de l'alliage spécifique. En général, les alliages de titane ont des résistances ultimes allant de 240 MPa à 950 MPa, en fonction de la composition et du traitement thermique. La résistance ultime du titane est généralement considérée à 860 MPa

Il est important de noter que la résistance ultime du titane peut être considérablement plus élevée que celle du tantale, en particulier dans le cas d'alliages de titane spécifiques conçus pour des applications exigeantes.

### **Résistance ultime des os :**

Le module d'élasticité varie avec le degré de minéralisation de l'os. La contrainte de rupture de l'os cortical est très proche de sa limite élastique.

La résistance ultime du fémur et du tibia varie en fonction de plusieurs facteurs, notamment l'âge, la densité osseuse, la qualité de l'os, et la région spécifique de l'os examinée. Les valeurs de résistance ultime et de contrainte de rupture de ces os peuvent donc varier.

La résistance ultime du **fémur** varie selon la partie de l'os examinée. Le col fémoral, qui est la partie la plus étroite de l'os de la cuisse, est généralement considéré comme la zone la plus fragile et la plus susceptible de fracture. La résistance ultime du col fémoral peut être d'environ 100 à 150 MPa.

La résistance ultime de la diaphyse fémorale, la partie centrale de l'os de la cuisse, est généralement plus élevée. Elle peut être d'environ 130 à 180 MPa.

Il est important de noter que ces valeurs peuvent varier en fonction de l'âge et de la densité osseuse de l'individu. Chez les personnes plus âgées ou atteintes d'ostéoporose, la résistance ultime de l'os peut être considérablement réduite.

La résistance ultime du **tibia** est également influencée par la région de l'os examinée. La partie la plus résistante du tibia est généralement la diaphyse tibiale, la partie centrale de l'os de la jambe. La résistance ultime de la diaphyse tibiale peut être d'environ 100 à 180 MPa.

Comme pour le fémur, la résistance ultime du tibia peut varier en fonction de l'âge et de la densité osseuse de l'individu.

Il est important de noter que les os du corps humain sont conçus pour supporter des charges considérables et sont généralement très résistants. Cependant, leur résistance peut être influencée par des facteurs tels que l'âge, la santé globale de l'individu et les contraintes mécaniques auxquelles ils sont soumis.

Dans la littérature les auteurs s'accordent pour dire que cette contrainte de rupture varie entre 6,35 et 12,5 kgf/mm<sup>2</sup>.

La contrainte de rupture de l'os cortical se situe donc classiquement aux environs de 10 kgf/mm<sup>2</sup> soit 100 MPa.

#### *2.1.3.3 Coefficient de friction*

Le coefficient de friction est le rapport entre la force de glissement et la force de maintien exercées par deux surfaces en contact. Ce coefficient est en fait une évaluation de la difficulté avec laquelle la surface d'un matériau va glisser sur un autre matériau. Il est donc un facteur important à prendre en compte dans la conception et

le fonctionnement des implants orthopédiques, en particulier dans le contexte des prothèses articulaires comme les prothèses de genou. Le coefficient de friction entre les matériaux de l'implant et les tissus biologiques environnants peut influencer la performance, la durabilité et le confort du patient.

Le coefficient de friction entre les composants de l'implant et les tissus biologiques, tels que l'os et le cartilage, peut influencer la résistance au frottement lors des mouvements articulaires. Un coefficient de friction élevé peut entraîner une résistance accrue lors des mouvements, ce qui peut être inconfortable pour le patient et augmenter l'usure de l'implant mais également permettre de limiter le mouvement de l'implant avant l'ostéointégration. Des coefficients de friction plus élevés entre les composants de l'implant peuvent entraîner une usure plus rapide, ce qui peut réduire la durée de vie de l'implant et nécessiter une révision plus précoce.

Le choix des matériaux pour les composants de l'implant joue un rôle clé dans la gestion du coefficient de friction. Les fabricants peuvent utiliser des revêtements spéciaux, des alliages de métaux, des polymères ou des céramiques pour minimiser le coefficient de friction et améliorer la compatibilité avec les tissus environnants. Certains implants orthopédiques sont conçus pour bénéficier de la lubrification naturelle du liquide synovial dans les articulations. Cela peut aider à réduire le coefficient de friction et à faciliter les mouvements articulaires. Cependant, dans certains cas, une lubrification supplémentaire peut être nécessaire.

Ce coefficient de friction est particulièrement important sur la période postopératoire immédiate car la croissance osseuse n'est pas encore faite donc la friction entre l'implant à surface poreuse et l'os spongieux est importante pour le transfert de la charge de cisaillement à l'interface et pour la stabilisation de l'implant (3). Dans la littérature on ne constate pas de différence significative entre les matériaux à surface poreuse utilisés dans la composition des implants (tantale, titane ou autre) en effet la différence se fait selon la structure du matériau, si cette dernière est lisse et non poreuse on constatera une différence significative, le coefficient de friction sera alors plus faible et le mouvement plus important, la porosité du matériau augmente considérablement la résistance au frottement de l'interface. Le coefficient de friction du tantale comme du titane sur l'os est important et favorise sa stabilité primaire il est donc primordial d'utiliser un matériau poreux même si cela implique un risque supérieur d'usure car ce risque est temporaire, le temps d'obtenir l'ostéointégration.

#### *2.1.3.4 Porosité*

La porosité des métaux utilisés dans les implants médicaux est un aspect crucial à considérer lors de la fabrication de ces dispositifs. La porosité se réfère à la présence de petits trous ou de vides à l'intérieur de la structure métallique. Cette porosité peut être naturelle ou résultante du processus de fabrication. La porosité du composant utilisé doit jouer le rôle de l'os spongieux qui est une structure osseuse composée de cavités permettant la circulation de cellules osseuses et des fluides biologiques. Un échafaudage poreux en tantale ou en titane facilite donc la formation osseuse et s'intègrent bien aux types de tissus durs et mous.

La porosité d'un implant a ses avantages et ses inconvénients, il faut donc adapter cette porosité de façon à avoir un implant optimal. Parmi les impacts négatifs de la porosité on retrouve la résistance et la durabilité, en effet la porosité peut affaiblir la résistance mécanique du matériau. Les vides internes peuvent agir comme points faibles, susceptibles de causer des ruptures ou des défaillances prématurées en particulier s'ils sont trop importants. De plus la porosité peut également avoir un impact sur la biocompatibilité des implants. Les pores peuvent créer des espaces où des bactéries ou des débris peuvent s'accumuler, augmentant ainsi le risque d'infections ou de réactions indésirables du corps. Par conséquent, la porosité ne doit pas être trop importante dans les matériaux implantables.

### Module élastique et porosité

Dans le cas d'un matériau de remplacement osseux, un matériau trop rigide peut entraîner un site d'implantation qui souffre d'un blindage contre les contraintes, une condition dans laquelle l'implant supporte une charge disproportionnée par rapport aux tissus environnants (2). Pour éviter ce type de blindage on peut appliquer une porosité au matériau qui jouera également un rôle important dans la perméabilité intrinsèque du matériau. L'élasticité a une relation linéaire avec la porosité qui détermine la perméabilité intrinsèque du matériau. Plus la porosité est importante, plus l'élasticité est faible (2) et la perméabilité élevée ce qui améliore l'intégration de l'implant.

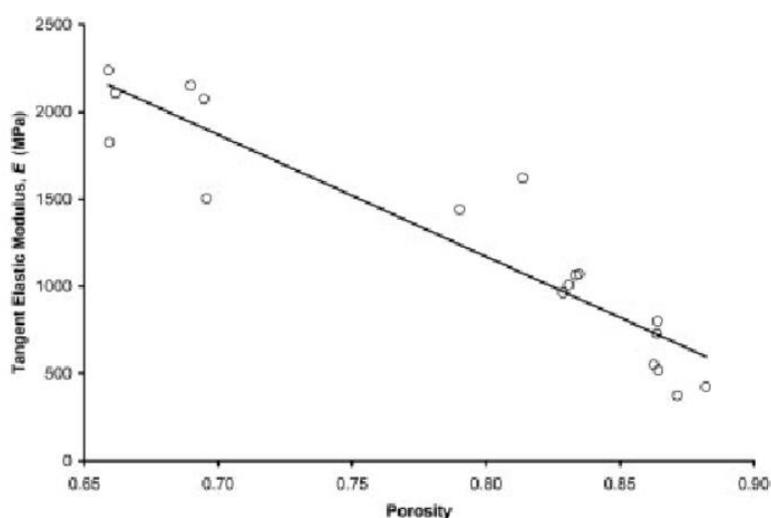


Figure 17 : Relation linéaire entre la porosité et l'élasticité(2)

La relation entre l'élasticité (E) et la porosité (PHI) est donnée par l'équation suivante selon la droite  $E = m \text{ PHI} + c$ , où m est -6981,6 et c est 6755,9 (E donné en MPa).

La porosité ne doit pas être trop importante car cela pourrait rendre la structure trop fragile face aux contraintes subies avant que la croissance tissulaire se fasse dans la zone de l'implant et elle ne doit pas non plus être trop faible car il faut permettre la croissance tissulaire à l'intérieur de la structure et par conséquent lui laisser de la place, en effet avec le temps, la croissance du tissu environnant devrait augmenter la

rigidité structurelle et le module d'élasticité de l'implant de sorte qu'il corresponde aux propriétés mécaniques de l'os qu'il est destiné à remplacer (2). Donc la porosité idéale doit permettre à long terme une élasticité qui se rapproche de celle de l'os concerné par la pose de l'augment

L'élasticité du tantale sous sa forme solide est de 186GPa, cette valeur est abaissée lorsqu'il est sous sa forme poreuse à plus ou moins 3GPa (2), et celle du titane est de 106-115GPa et tout comme le tantale cette valeur s'abaisse lorsqu'il est sous sa forme poreuse leurs modules d'élasticité se rapprochent alors de celui de l'os sous chondrale (tableau 2).

Tableau 2 : Comparaison des propriétés mécaniques du tantale au titane (2)

Material property	Porous tantalum	Unalloyed tantalum (F560)	Ti-6Al-4V (F1472)
Modulus of elasticity (GPa)	2.5–3.9	186	106–115
Ultimate strength (MPa)	50–110	207–517	860
Yield strength (MPa)	35–51	138–345	758
Compressive strength (MPa)	50–70	n/a	n/a
Tensile strength (MPa)	63	n/a	n/a
Bending strength (MPa)	110	n/a	n/a
Elongation (%)	n/a	2–30	8
Reduction of area (%)	n/a	n/a	14

Selon Qing les propriétés mécaniques du tantale et du titane poreux sont les suivantes : Quand le tantale a une porosité de 75 à 85% il a un module d'élasticité de 2,5 à 3,9GPa. Quand le titane a une porosité de 40 à 70 % il a un module d'élasticité de 2 à 18GPa (tableau 3)

Tableau 3 : Propriétés mécaniques et biocompatibilités du titane et du tantale poreux produits de différentes façons (2)

		Porosity (%)	Mechanical properties			Biocompatibility				ref	
			Elastic modulus (GPa)	Compressive strength (MPa)	Yield strength (MPa)	BIC (12 weeks)	Cytocompatibility (viability %)	Bone in-growth			
								Time interval	The mean bone ingrowth (%)		
Ta	CVD	75–85	2.5–3.9	50–70	35–51	-	-	-	-	24	
	Space holder method	50	1.17 ± 0.08	34.12 ± 3.67	-	-	-	4 weeks	16.8	26	
		60	0.48 ± 0.03	20.01 ± 2.59	-	-	-	-	-	-	
		70	0.14 ± 0.03	8.57 ± 1.43	-	-	-	-	-	-	
	Additive manufacturing	38–65	2–20	-	-	32.1 ± 21.7	82	2 weeks	1.34 ± 2.02	29	
		68.3 ± 1.1	2.34 ± 0.2	78.54 ± 9.1	-	-	-	3 weeks	1.32 ± 1.33	32	
		79.7 ± 0.2	1.22 ± 0.07	-	12.7 ± 0.6	-	-	6 weeks	4.53 ± 3.94	235	
		-	-	-	-	-	-	12 weeks	14.95 ± 8.21	236	
	Ti	Fiber or mesh sintering	50–70	3.5–4.2	60–210	-	-	-	-	-	33
			32	-	51	48	-	-	-	-	40
37.5 ± 0.32			16.49 ± 0.59	166.97 ± 50.58	-	-	-	-	-	-	
Space holder sintering		55.39 ± 0.94	6.17 ± 0.43	74.44 ± 17.12	-	-	-	-	-	45	
		40–70	2–18	60–180	-	-	-	-	-	42	
		30	18.5	-	-	-	-	-	-	-	
		40	16.4	-	-	-	-	-	-	-	
		5	12.1	-	-	-	-	-	-	51	
		79	0.86	-	21	-	-	-	-	53	
Dynamic freeze casting		84.2 ± 1.2	-	8.9 ± 0.6	-	-	-	-	-	-	
		32	19.80	-	256.20	-	-	-	-	61	
		60	2.3	630	-	-	-	-	-	60	
Additive manufacturing		64	2–5	48–110	-	-	-	-	-	58	
		17–58	2.6–44	24–463	-	27.5 ± 9.3	-	-	-	63	
		73.8 ± 1.6	2.27 ± 0.1	71.04 ± 8.7	-	-	-	-	-	235	
	68–84	-	82.60 ± 7.78	16–92	-	-	-	-	32		
									67		

Néanmoins la porosité contrôlée peut présenter des avantages dans la conception d'implants orthopédiques spécifiques. En effet la porosité permet de favoriser la fixation osseuse. Cette porosité peut créer une surface rugueuse qui encourage la croissance osseuse autour de l'implant, ce qui peut contribuer à une fixation plus solide et à une meilleure intégration avec l'os environnant. Cela est particulièrement utile dans les implants de prothèse articulaire, tels que les prothèses de hanche ou de genou, où la fixation osseuse est cruciale. La porosité permet également :

- L'ostéoconduction avec la croissance osseuse à travers l'implant. Cela peut aider à renforcer la fixation de l'implant avec l'os environnant.
- L'ostéoinduction avec dans certains cas les implants qui sont conçus pour libérer des facteurs de croissance ou des substances bioactives qui stimulent la formation de nouveaux os. La porosité peut alors être utilisée pour contenir ces substances et les libérer de manière contrôlée, favorisant ainsi la régénération osseuse.
- La réduction du stress de l'interface implant-os. La porosité peut être conçue pour permettre une répartition plus uniforme des contraintes à l'interface entre l'implant et l'os environnant, réduisant ainsi le risque de défaillance due à un stress excessif.

La porosité doit être soigneusement conçue et contrôlée pour éviter des complications telles que la fragilité excessive ou la contamination bactérienne. Les avantages de la porosité dépendent de la nature spécifique de l'implant, de son emplacement anatomique et des besoins du patient. La porosité peut affecter la résistance mécanique, la biocompatibilité et la durabilité de l'implant.

La porosité est déterminée en comparant la densité du matériau d'échafaudage (poids sec divisé par le volume du matériau d'échafaudage) et la densité apparente (poids sec divisé par le volume total d'échafaudage cm<sup>3</sup>, y compris les pores) des échafaudages en tantale par l'équation (2) :

$$\phi = 1 - \frac{\rho_s}{\rho_t}$$

Cette porosité des matériaux composant l'augment permet aux cellules osseuses de s'intégrer à la structure par ostéo-intégration et de permettre la formation d'un montage stable et solide qui résistera aux contraintes que subit le genou dans son rôle d'articulation avant et après l'ostéo-intégration une résistance primaire est donc nécessaire. Une perméabilité élevée est donc bénéfique pour les cellules résidentes car elle permet une vascularisation sans entrave de la structure et une libre circulation des nutriments vers l'intérieur de l'implant, augmentant ainsi son potentiel ostéoconducteur, cette perméabilité améliore donc l'intégration.

La relation qui lie la porosité à la perméabilité est linéaire, plus la porosité est importante plus la perméabilité l'est (2) (figure 18).

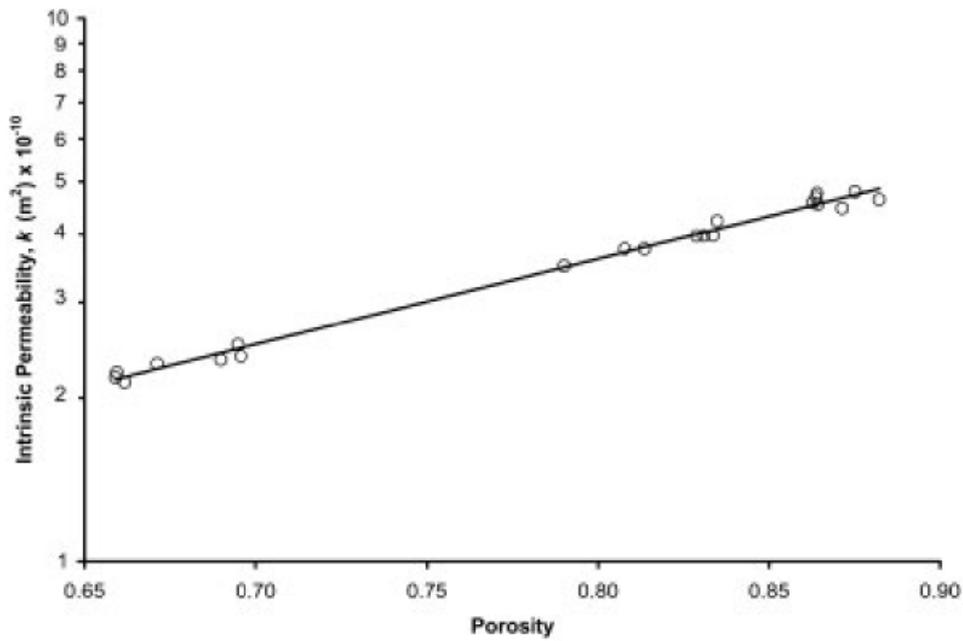


Figure 18 : Graphique de la perméabilité intrinsèque de l'échafaudage en régression par rapport à porosité de l'échafaudage (2)

La figure 19 démontre non seulement la relation linéaire entre la porosité et la perméabilité mais elle démontre également que les échafaudages en tantale avec des porosités inférieures à 80 % correspondent mieux aux valeurs de perméabilité de l'os trabéculaire humain et bovin

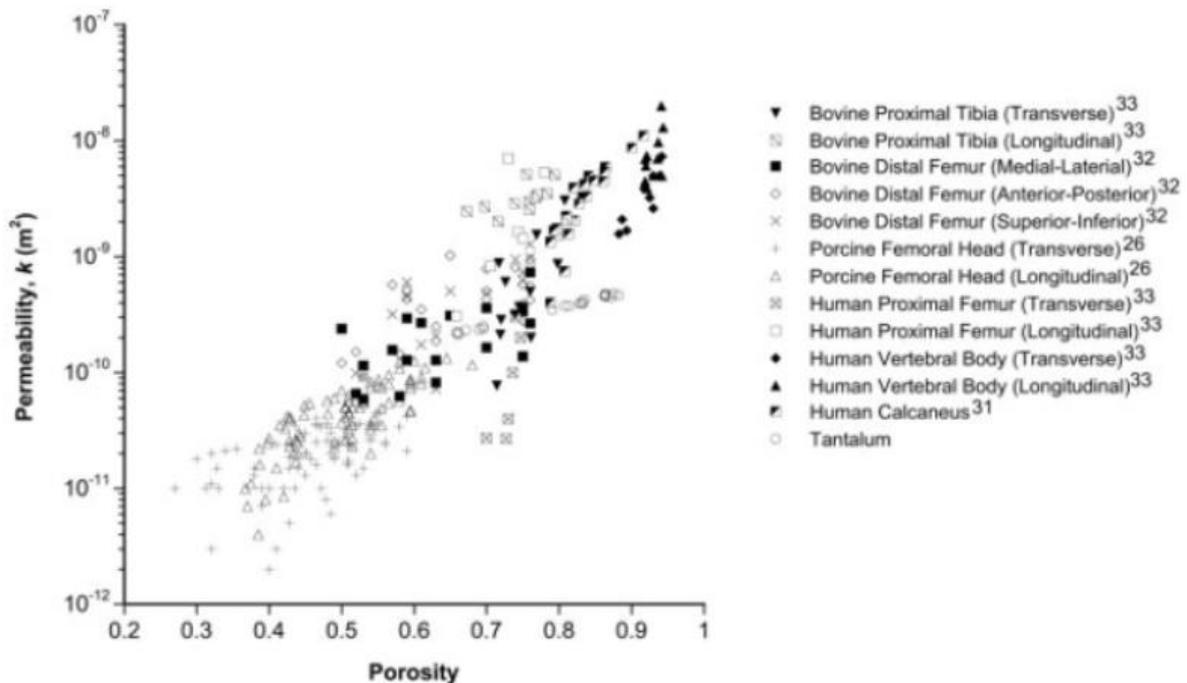


Figure 19 : Relation linéaire de la perméabilité et de la porosité intrinsèque des échantillons de tantale et d'os spongieux. (2)

La structure idéale doit donc à la fois être suffisamment poreuse pour permettre l'ostéo-intégration et à la fois être suffisamment importante pour résister aux contraintes le temps que l'ostéo-intégration se fasse. La perméabilité intrinsèque de l'échafaudage se compare alors bien aux valeurs rapportées pour l'os trabéculaire humain et bovin, en particulier pour les échafaudages avec des porosités de niveau intermédiaire allant de 66 % à 80 % (figure 19) (2). Les échafaudages avec des porosités plus élevées ont démontré des valeurs de perméabilité intrinsèque d'un ordre de grandeur inférieures à celles des os spongieux à porosité adaptée

La structure du tantale poreux est à cellules ouvertes en forme de dodécaèdres répétitifs, il a donc une apparence similaire à l'os spongieux. De plus on sait la porosité idéale doit se situer entre 66 et 80% pour être similaire à celle de l'os humain. Enfin une étude menée par Changqi Luo et al (66) a cherché à démontrer la porosité idéale du tantale pour permettre l'ostéointégration, des échafaudages poreux en tantale avec des tailles de pores de 100 à 200, 200 à 400, 400 à 600 et 600 à 800  $\mu\text{m}$  et des porosités correspondantes de 25 %, 55 %, 75 % et 85 % ont été construits puis étudiées de manière approfondie par des études in vitro et in vivo. Il a été constaté que l'échafaudage avec une taille de pores de 400 à 600  $\mu\text{m}$  montrait une plus grande capacité à faciliter l'adhésion cellulaire, la prolifération et la différenciation ostéogénique in vitro. Des tests in vivo ont identifié que les échafaudages poreux en tantale avec une taille de pores de 400 à 600  $\mu\text{m}$  présentaient de meilleures performances de croissance et d'intégration osseuses. Les échafaudages poreux en tantale avec une taille de pores comprise entre 400 et 600  $\mu\text{m}$  sont donc propices à l'ostéogénèse et à l'ostéointégration.

Les implants poreux en titane sont couramment fabriqués pour favoriser la formation osseuse. Il est recommandé dans la littérature qu'un échafaudage poreux souhaitable ait une porosité > 60 % ou/et une taille de pores > 300  $\mu\text{m}$  pour une meilleure ostéointégration.

Une étude réalisée sur le potentiel ostéogénique in vitro et la formation osseuse in vivo par Yanni Zhang et al sur du titane poreux à structure cellulaire cubique a été menée et a démontré que sur des échafaudages avec des porosités de 40 %, 70 % et 90 % ; et les tailles de pores de 400, 700 et 900  $\mu\text{m}$ . la taille des pores optimisée pour une meilleure réponse ostéogénique et une meilleure capacité de formation osseuse était d'environ 600 à 700  $\mu\text{m}$  avec une porosité de 70%. (65)

Chez l'Homme l'épaisseur moyenne des travées est de 100 à 150  $\mu\text{m}$  avec un espace entre les travées de 500 à 1 000  $\mu\text{m}$  et la porosité de l'os trabéculaire est en général entre 75 et 95% ce qui donne des composites en tantale et en titane proche de la réalité humaine.

## **2.2 Interaction entre le composant métallique et le tissu osseux**

### **2.2.1 Biocompatibilité**

La biocompatibilité des implants orthopédiques métalliques est un aspect essentiel à prendre en compte dans la conception et la fabrication de ces dispositifs médicaux. La biocompatibilité se réfère à la capacité de l'implant à interagir favorablement avec les

tissus biologiques environnants sans provoquer de réactions indésirables ou de rejets. Elle est donc la capacité d'un biomatériau à remplir une fonction spécifique avec une réponse appropriée de l'hôte. Dans le cas présent on attend du biomatériau qu'il ne produise pas de réaction inflammatoire, qu'il s'intègre correctement à l'os donc qu'il ait une bonne ostéointégration soit une connexion structurelle et fonctionnelle directe entre l'os vivant et la surface d'un implant artificiel.

Les implants métalliques sont conçus pour minimiser la réaction immunitaire et inflammatoire des tissus environnants. Les matériaux métalliques utilisés sont inertes et ne provoquent généralement pas de réactions allergiques ou d'intolérances. Ils sont également choisis pour leur stabilité chimique, ce qui signifie qu'ils résistent à la corrosion et à l'oxydation dans l'environnement biologique. Cela est essentiel pour assurer la durabilité de l'implant et prévenir les dommages ou la dégradation prématurée.

Pour cela le choix des matériaux est primordial. Les matériaux métalliques utilisés dans les implants orthopédiques, tels que l'acier inoxydable, le titane et ses alliages, le tantale, le chrome-cobalt, sont sélectionnés pour leur biocompatibilité. Ces métaux sont connus pour être généralement bien tolérés par le corps humain. Le titane et ses alliages sont particulièrement appréciés pour leur excellente biocompatibilité, leur résistance à la corrosion et leur légèreté.

Il est également possible d'appliquer des revêtements spécifiques ou des traitements de surface sur les implants métalliques pour améliorer encore la biocompatibilité de l'implant. Par exemple, les revêtements en hydroxyapatite peuvent être utilisés pour favoriser la fixation osseuse, ceux en phosphate de calcium favorisent la croissance osseuse et l'ostéo-intégration. On peut également avoir des revêtements comportant du titane comme avec le titane hydroxyapatite (Ti-HA) qui combinent les propriétés mécaniques du titane avec la bioactivité de l'hydroxyapatite, ils offrent une excellente biocompatibilité et favorisent la croissance osseuse, ou encore l'oxyde de titane (TiO<sub>2</sub>) pour améliorer la résistance à la corrosion du titane tout en conservant sa biocompatibilité ou le nitrure de titane (TiN) qui peut être utilisé pour réduire l'usure des implants articulaires et favoriser la longévité de l'implant.

D'autres matériaux peuvent aussi être utilisés comme le zircone (oxyde de zirconium) qui est un matériau céramique biocompatible qui offre une bonne résistance à la corrosion et une biocompatibilité élevée. Le silicate de calcium favorise la croissance osseuse et l'ostéo-intégration. L'oxyde de niobium (Nb<sub>2</sub>O<sub>5</sub>) sont utilisés pour améliorer la résistance à la corrosion tout en conservant sa biocompatibilité. Enfin le nitrure de niobium (NbN) peut être utilisé comme revêtement pour réduire l'usure des implants articulaires et favoriser la longévité de l'implant.

Avant la mise sur le marché, les implants orthopédiques métalliques doivent subir des tests de biocompatibilité conformément au MDR2017/745 et aux réglementations gouvernementales et aux normes de l'industrie médicale. Ces tests évaluent la réaction des tissus, la cytotoxicité, l'irritation, et d'autres paramètres pour s'assurer que l'implant est sûr et biocompatible (ISO 10993).

Une fois implantés chez le patient, les implants orthopédiques métalliques sont surveillés cliniquement pour détecter tout signe d'intolérance, d'infection ou de réaction

indésirable. Les patients doivent également être informés des signes à surveiller et des soins appropriés à apporter.

**Biocompatibilité du Tantale :** La biocompatibilité du tantale avec le tissu osseux est excellente, ce qui en fait un matériau très prisé pour les implants orthopédiques. Le tantale est un métal qui présente une grande inertie chimique. Il est donc peu réactif dans l'environnement biologique. Cette inertie signifie que le tantale ne libère généralement pas de substances nocives ni de particules métalliques dans les tissus environnants, ce qui pourrait provoquer une réaction inflammatoire ou une réaction immunitaire. Le tantale est naturellement résistant à la corrosion. Il ne se corrode pas dans les fluides corporels ou dans l'environnement physiologique, ce qui est essentiel pour garantir la durabilité des implants orthopédiques en contact avec le tissu osseux. Il est mécaniquement stable et peut résister aux charges et aux contraintes rencontrées dans les os humains. Cette stabilité mécanique est cruciale pour les implants de fixation osseuse.

Le tantale poreux favorise la fixation osseuse. Les cellules osseuses peuvent pénétrer et adhérer à cette surface, ce qui permet une intégration solide entre l'implant en tantale et l'os environnant. Les études cliniques et les résultats à long terme montrent que le tantale est bien toléré par le corps humain. Il ne provoque généralement pas de réactions allergiques, de rejets ou d'intolérances à long terme. Le tantale présente donc une bonne biocompatibilité vis-à-vis du tissu osseux même si on peut observer la présence de macrophages multinucléés en faible quantité en réaction à son implantation. Il provoque très peu de réaction inflammatoire qu'il soit traité ou non, en revanche sa capacité d'intégration à l'os varie beaucoup en fonction du traitement subi.

Les propriétés mécaniques et d'intégration osseuse du tantale sont évaluées par un essai de traction appliqué jusqu'à la rupture entre l'os et le biomatériau. Selon H Kato et al (1), le tantale non traité a une intégration faible, après une application du tantale non traité sur du tissu osseux, en effet on observe qu'au bout de 8 semaines de contact le tantale ne se fixe pas à l'os, il démontre même une absence de contact entre l'os et le matériau. Alors qu'au bout de 16 semaines l'implant est fixé au tissu osseux et le détachement se mesure entre 0,01 et 0,02kgf. Le tantale traité est plus résistant au détachement. Le traitement du tantale pour permettre une bonne intégration osseuse, ainsi les plaques ont été trempées dans 5 ml de solutions aqueuses de NaOH 0,5 M à 60 °C pendant 24 h, puis lavées avec de l'eau distillée et séchées à 40 °C pendant 24 h donc elles ont subi un traitement à l'alcali et à la chaleur, ce qui permet une formation d'apatite qui a une composition semblable à l'os. Le traitement permet la formation du tantalate de sodium qui fournit des groupes TaOOH qui induisent la formation d'apatite. C'est un processus qui s'apparente à celui du titane. Une fois le tantale traité on observe une rupture entre 0,30 et 0,15 kgf à 8 semaine et entre 0,94 et 1,69 kgf à 16 semaines. La différence est donc significativement en faveur du tantale traité par rapport au tantale non traité.

**Biocompatibilité du Titane :** Le titane est largement reconnu pour son excellente biocompatibilité avec le tissu osseux, ce qui en fait l'un des matériaux les plus utilisés pour les implants orthopédiques. Le titane est un métal réputé pour sa grande inertie chimique. Il est peu réactif dans l'environnement biologique et ne provoque généralement pas de réactions allergiques ni d'intolérances. Cette inertie signifie

également que le titane ne libère généralement pas de substances nocives dans les tissus environnants. Le titane est naturellement résistant à la corrosion, même en présence de fluides corporels. Cette résistance à la corrosion est essentielle pour garantir la durabilité des implants qui sont exposés à des environnements physiologiques humides. Il est mécaniquement stable et peut résister aux charges et aux contraintes rencontrées dans les os humains. Cette stabilité mécanique est cruciale pour les implants orthopédiques, tels que les prothèses de hanche, de genou et les vis de fixation.

Le titane poreux favorise la fixation osseuse. Les cellules osseuses peuvent adhérer à cette surface, ce qui permet une intégration solide entre l'implant en titane et l'os environnant. Le titane est bien toléré par le corps humain sur le long terme. Il a été utilisé avec succès dans des applications médicales pendant des décennies sans provoquer de réactions allergiques, de rejets ou d'intolérances chroniques significatives. Il est largement utilisé dans les implants orthopédiques, y compris les prothèses de hanche, de genou, les plaques, les vis et les tiges, ainsi que dans les implants dentaires. Le titane a donc une bonne compatibilité. De plus il induit peu de réaction inflammatoire lorsqu'il est en contact avec l'os et aucun macrophage multinucléé n'est observé dans l'interface. Enfin il a également une très bonne intégration osseuse, en effet le titane également traité à l'alcali et à la chaleur forme du  $TiOOH$  ce qui lui concède une bonne résistance à la rupture face au test de traction. Pour le titane on observe une rupture entre 1,47 et 2,71 kgf au bout de 8 semaines et entre 1,25 et 4,13 kgf au bout de 16 semaines.

Cette différence observée entre le tantale et le titane s'explique par la différence de résistance aux interfaces entre ces substrats et les couches d'apatite : Le tantale a une force de liaison plus faible que le titane. Cette différence peut aussi s'expliquer par la présence de macrophage multinucléées observés avec les implants en tantale alors qu'ils sont absents avec les implants en titane, cette différence peut influencer la formation d'apatite et du coup influencer la résistance à la rupture.

Concernant le test d'inhibition à la croissance dans des cultures de fibroblaste dermiques humains, les résultats du tantale sont indiscernables de ceux du titane et ils ne provoquent aucune inhibition de la croissance après 2 jours dans les cultures.

Bien que le tantale ait de bons résultats et que comme le titane le tantale ne provoque aucune inhibition de la croissance on constate néanmoins une infériorité du tantale face au titane concernant la force de liaison entre l'implant et l'os.

### **2.2.2 Ostéointégration et vascularisation**

L'ostéointégration est un processus biologique essentiel dans le domaine de la chirurgie orthopédique. Il se réfère à la capacité d'un implant médical, tel qu'une prothèse articulaire, une vis d'ostéosynthèse ou un implant dentaire, à se fusionner structurellement et fonctionnellement avec l'os environnant. En d'autres termes, c'est le processus par lequel l'os se développe et adhère fermement à la surface de l'implant, ce qui permet à l'implant de devenir intégré de manière stable dans le tissu osseux.

La première étape de l'ostéointégration est la **phase initiale (guérison primaire)**. Après l'implantation chirurgicale de l'implant, une réponse inflammatoire locale se produit, entraînant une augmentation du flux sanguin vers la zone et la formation d'un caillot de fibrine. Les cellules inflammatoires et les cellules immunitaires se dirigent vers la zone en question pour éliminer les corps étrangers indésirables. Ensuite nous avons la **formation de la matrice osseuse (guérison secondaire)**. Les ostéoblastes commencent à produire une matrice osseuse à la surface de l'implant. Cette matrice osseuse s'accumule progressivement, créant une interface entre l'implant et l'os environnant. Enfin nous avons la **minéralisation et fixation osseuse (ostéointégration)**. Au fil du temps, la matrice osseuse produite par les ostéoblastes se minéralise, formant ainsi une structure solide et dense. Les ostéoblastes se fixent à la surface de l'implant et créent des liaisons chimiques avec celle-ci. Cette fixation osseuse offre une stabilité mécanique à l'implant et permet la transmission des forces entre l'implant et l'os. Et pour finir il y a la **stabilisation à long terme**. L'ostéointégration est un processus continu qui se poursuit pendant plusieurs mois. À mesure que l'os se forme et que la fixation osseuse se renforce, l'implant devient de plus en plus stable. Une fois l'ostéointégration atteinte, l'implant est normalement en mesure de supporter les charges et les contraintes normales du corps.

L'ostéointégration est essentielle pour le succès des implants médicaux, car elle garantit une fixation solide et stable, réduit le risque de mouvement ou de desserrage de l'implant, et permet une fonctionnalité à long terme. Elle est couramment utilisée dans les prothèses de hanche, de genou, les implants dentaires, les vis d'ostéosynthèse et d'autres dispositifs médicaux qui doivent être intégrés dans le tissu osseux pour une performance optimale. Cette capacité à favoriser l'ostéointégration est l'une des raisons pour lesquelles des matériaux biocompatibles comme le titane et le tantale sont largement utilisés dans la fabrication d'implants médicaux.

L'ostéointégration du tantale est un processus biologique par lequel l'os environnant fusionne structurellement et fonctionnellement avec un implant en tantale, ce qui permet à l'implant de devenir intégré de manière stable dans le tissu osseux.

L'ostéointégration du titane est un processus biologique essentiel dans le domaine de la chirurgie orthopédique et dentaire. Il se réfère à la capacité d'un implant médical en titane, tel qu'une prothèse articulaire, une vis d'ostéosynthèse ou un implant dentaire, à se fusionner structurellement et fonctionnellement avec l'os environnant, permettant à l'implant de devenir intégré de manière stable dans le tissu osseux.

Lorsqu'un métal comme le tantale ou le titane est implanté sous forme de feuille, de fil, de tige ou de boule dans l'os, il existe des preuves significatives qu'il peut devenir ostéointégré. (5) C'est-à-dire qu'une apposition directe d'os est observée contre l'implant sans couche intermédiaire de tissu mou ou de capsule. Cet effet a été observé au cours d'une étude sur des animaux observés à 8-12 semaines et aussi chez des patients sur des périodes allant jusqu'à 10 ans après l'implantation. Il a alors été suggéré que le tantale, en commun avec le titane, possède un oxyde de surface électriquement non conducteur qui ne dénature pas les protéines et permet ainsi l'ostéointégration, contrairement aux alliages à base de cobalt dont les revêtements d'oxyde sont plus conducteurs. (5)

Lorsqu'on évalue la réponse tissulaire face à un composant métallique orthopédique comme le tantale poreux on observe qu'une interface stable entre l'os et l'implant se forme. Cette interface peut être observée en radiographie à haute résolution, en microscopie électronique à balayage et par histologie en coupe mince. Une croissance osseuse est ainsi observée avec une profondeur variant de 0,2 à 2mm. Le taux de croissance osseuse varie d'une région à l'autre en fonction du degré de contact entre l'os et l'implant. Bobyn JD et al (4) ont ainsi réalisé une étude dans laquelle un implant avec une des zones de contact plus ou moins importante et stable (B,C,D contact moyen et A et E contact stable et important) figure 20. Ainsi la croissance moyenne globale pour toutes les sections est de 16,8% +/- 5,7% (B,C,D) alors que les zones où le contact était le plus constant on retrouve une croissance moyenne de 25,1% +/- 10,1% (A et E). (4) ces mesures ont été réalisés sur des implants à 24 et 28 semaines post-opératoire et il n'y a pas de différence significative malgré ces 4 semaines d'intervalle.

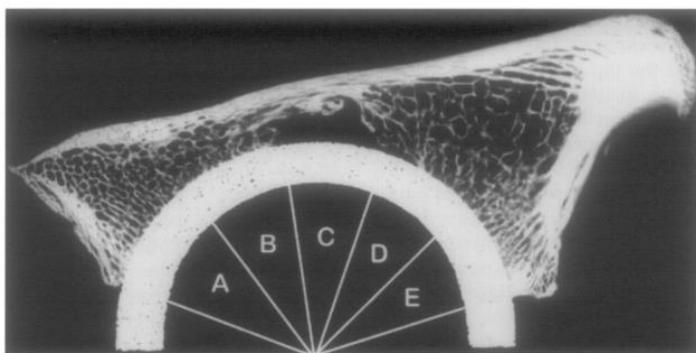
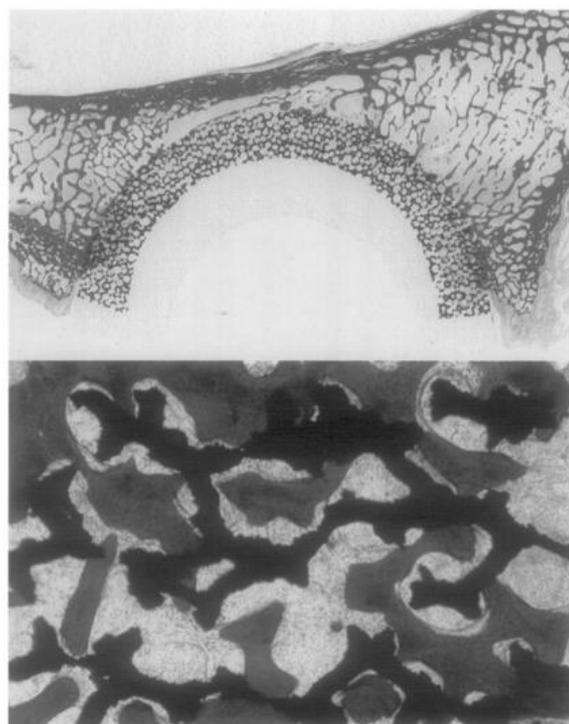


Figure 20 : implant en tantale à contact moyen et stable sur tissu osseux et résultats de la croissance osseuse (4)



Jasty et al (60,61) ont comparé l'étendue de la croissance osseuse pour les cupules acétabulaires canines avec des surfaces poreuses constituées de fibres métalliques de titane et a obtenu une croissance moyenne de 21,5 % +/- 4,4 % à 6 semaines. Plus le contact entre l'implant et l'os est important plus les conditions seront optimales pour permettre une bonne croissance osseuse. De plus on observe que le titane et le tantale ont des résultats équivalents concernant la croissance osseuse.

### 2.2.3 Adhérence bactérienne

L'adhérence bactérienne est le processus par lequel les bactéries se fixent aux surfaces, que ce soient des surfaces biotiques (comme les cellules du corps humain) ou des surfaces abiotiques (comme les implants médicaux, les prothèses, les cathéters, etc.). Cette adhérence est souvent le premier pas dans le développement d'une infection bactérienne.

Les bactéries utilisent différents mécanismes pour se fixer aux surfaces. L'un des mécanismes les plus courants est la production de protéines spécifiques appelées adhésines, qui se lient aux récepteurs présents sur la surface de la cible. Les forces de Van der Waals, les forces électrostatiques et d'autres forces intermoléculaires peuvent également contribuer à l'adhérence. Une fois que les bactéries se sont fixées à une surface, elles peuvent former des biofilms. Les biofilms sont des communautés bactériennes enchevêtrées dans une matrice extracellulaire. Ils protègent les bactéries contre les agents antimicrobiens (comme les antibiotiques) et le système immunitaire de l'hôte, ce qui les rend plus résistantes et difficiles à éliminer. Les implants médicaux en contact avec les tissus corporels sont des cibles fréquentes pour l'adhérence bactérienne. Les biofilms bactériens qui se forment sur ces implants peuvent entraîner des infections graves, nécessitant parfois le retrait de l'implant.

La prévention de l'adhérence bactérienne est un objectif majeur en médecine. Des revêtements spéciaux peuvent être appliqués sur les implants médicaux pour les rendre moins propice au développement des bactéries. Des mesures d'hygiène rigoureuses lors de la manipulation d'implants ou de dispositifs médicaux sont également essentielles. L'adhérence bactérienne et la formation de biofilms peuvent provoquer des infections locales ou systémiques graves, augmentant la morbidité et la mortalité chez les patients. Les infections liées aux dispositifs médicaux, telles que les infections liées aux cathéters, sont un exemple courant de complications liées à l'adhérence bactérienne.

La recherche continue sur les mécanismes d'adhérence bactérienne, les méthodes de prévention et les traitements potentiels est cruciale pour lutter contre les infections associées aux dispositifs médicaux et d'autres infections bactériennes. En résumé, l'adhérence bactérienne est un processus par lequel les bactéries se fixent aux surfaces, ce qui peut entraîner la formation de biofilms et des infections potentiellement graves. La prévention de l'adhérence bactérienne est un enjeu important en médecine pour réduire les risques d'infections associées aux dispositifs médicaux et d'autres infections bactériennes. L'adhérence bactérienne peut être problématique dans les reprises de prothèses totales de genou, en particulier en cas de reprise pour infection sur matériel.

L'adhérence bactérienne sur les implants orthopédiques en tantale est un problème potentiel qui peut survenir. Les infections associées aux implants orthopédiques peuvent être graves et entraîner des complications pour les patients, notamment la nécessité de retirer l'implant. La surface poreuse du tantale peut favoriser l'adhérence cellulaire, y compris celle des bactéries. Cependant, cette porosité peut également permettre la fixation des cellules osseuses, ce qui peut être souhaitable pour l'ostéointégration. Par rapport aux autres métaux habituellement utilisés en orthopédie, le tantale pur présente une plus faible adhérence pour le *Staphylococcus aureus*. En effet, des essais *in vitro* montrent une activation leucocytaire améliorée au contact du tantale (74). L'adhésion de *Staphylococcus aureus* est de  $4,86 \pm 3,67$  % de la surface totale couverte pour l'alliage de titane, pour le titane seul elle est de  $0,43 \pm 0,47$  %, pour l'acier inoxydable recouvert de tantale elle est de  $0,89 \pm 0,79$  % et elle est la plus faible pour le tantale  $0,17 \pm 0,18$  %. Elle est donc significativement supérieure pour le titane que pour le tantale figure 21 (73)

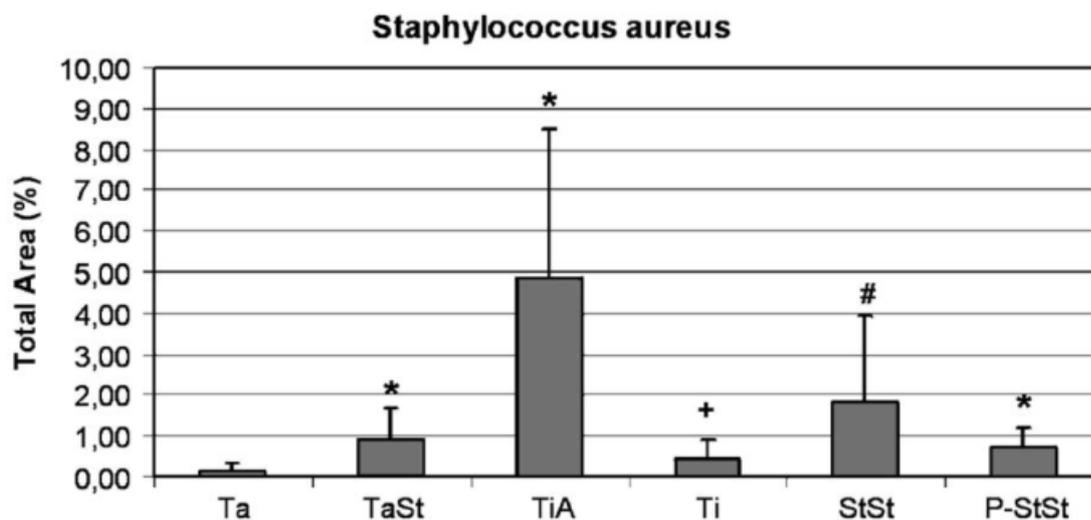


Figure 21 : pourcentage d'occupation de *S. aureus* en fonction des métaux (73)

D'après Héroïse Fabre la topographie de surface impacte l'adhérence bactérienne, en effet certains motifs en surface favorisaient l'adhérence. Les bactéries adhèrent préférentiellement dans les irrégularités de surface qui augmentent les points de contact avec la surface (76). La formation du biofilm est déclenchée par l'induction de certains gènes lorsque la bactérie est en contact avec une surface. Ainsi plus le nombre de points de contact entre une bactérie et la surface est important et plus la formation du biofilm sera favorisée (75)(77)

Le titane poreux tout comme le tantale poreux sont des matériaux qui présentent une structure poreuse, ce qui signifie qu'ils contiennent des espaces vides ou des pores à l'intérieur de sa structure. (73) La présence de pores augmente la surface disponible pour l'adhérence bactérienne par rapport aux matériaux non poreux. Cela peut potentiellement accroître le risque d'adhérence bactérienne, car il y a plus de zones où les bactéries peuvent se fixer. On sait déjà que le tantale a un pouvoir bactéricide qui lui évite de provoquer trop d'infection néanmoins le titane est plus susceptible d'être colonisé par des bactéries comme *S. aureus* Pour éviter ce problème les implants poreux peuvent être conçus avec une variété de tailles et de formes de pores, ainsi qu'avec différents revêtements de surface. Ces caractéristiques peuvent être ajustées pour minimiser l'adhérence bactérienne en rendant la surface moins favorable à l'attachement bactérien. De plus, la porosité du titane poreux peut créer des espaces où les bactéries peuvent se loger et former des biofilms. Cela peut rendre plus difficile l'élimination des bactéries en cas d'infection et nécessiter des mesures de traitement plus intensives.

Certains revêtements de surface spéciaux peuvent être appliqués sur le titane poreux ou sur d'autres matériaux pour favoriser l'adhérence des cellules osseuses tout en inhibant l'adhérence bactérienne. Ces revêtements, appelés revêtements bioactifs, sont conçus pour encourager une ostéointégration réussie tout en réduisant le risque d'infection.

## Différents types de revêtements bactéricides existent :

- **Les polymères ou de copolymères pour réduire de l'adhérence bactérienne par libération d'antibiotiques :**

Les polymères peuvent transporter de l'**argent** qui présente des propriétés bactéricides intéressantes, son effet est dû à sa libération d'ions Ag<sup>+</sup> qui endommagent les membranes cellulaires cependant l'argent présente le défaut d'être un métal lourd qui en accumulation peut être toxique pour la santé du patient.

Caillier et al. (80) ont développé un revêtement actif en mélangeant des **tensioactifs composés d'ammonium quaternaire et de monomères d'acrylate** qui a un bon effet bactéricide.

Des **silicones modifiés par des biocides cationiques** (polyhexaméthylène guanidine dodecylbenzenesulfonate ou 1-dodecyl-3-méthylimidazoliumtetrafluoroborate) ont également montré une réduction de plus de 99% de la croissance de microorganismes [59]. Le problème avec ces solutions est que de nombreuses souches majoritairement des bactéries à Gram positif, peuvent devenir résistantes.

- **Les polymères aux propriétés bactéricides intrinsèques :**

On peut également déposer des films de polymères, les polymères hydrophiles sont souvent cités pour limiter l'adhérence de microorganismes. Il s'agit souvent de polymères à base de **poly(éthylène-glycol) (PEG) ou de polymères zwitterioniques**. Il a été observé que les polymères ayant des **groupements hydrocarbonés** cycliques ou des **groupements ester** faiblement polaires présentaient une bonne résistance aux bactéries *P. aeruginosa* et *S. aureus*. L'utilisation de polymères bio-inspirés tel que le **chitosan** greffé sur du titane peut aussi entraîner une diminution de l'adhérence de *S. aureus* et *S. epidermidis* [76, 84]. Enfin certains **groupements hydrophobes** comme les chaînes hydrocarbonées, peuvent aussi avoir une action spécifique pour réduire l'adhérence bactérienne

- **Les surfaces à base de carbone :**

De l'**oxyde de graphène et des SWCNHs** (graphene single-walled carbon nanohorn), a été greffés sur des surfaces de silicium afin de modifier l'activité antibactérienne, avec pour conséquence une diminution de l'hydrophobicité.

D'autres matériaux peuvent aussi être utilisés comme le «**carbon-like diamond**» déposé sous forme de film. Ce matériau montre de bonnes propriétés antibactériennes et cette propriété est améliorée lorsque des nanoparticules de TiO<sub>2</sub> sont insérées dans le film, le rendant plus hydrophile (78,79).

- **Le greffage moléculaire :**

On peut greffer des **peptides et/ou des protéines** sur la surface ce qui va modifier l'adhérence bactérienne et la diminuer (75).

En résumé, la porosité du titane peut influencer l'adhérence bactérienne sur les implants orthopédiques, mais cette adhérence peut être gérée en utilisant des

revêtements de surface appropriés et en suivant des protocoles de prévention des infections.

Les patients porteurs d'implants orthopédiques, y compris ceux en tantale ou en titane, doivent être surveillés cliniquement pour détecter tout signe d'infection. Les infections peuvent provoquer des symptômes tels que douleur, inflammation, fièvre et drainage de liquide. En cas d'infection confirmée sur un implant en tantale ou en titane, un traitement approprié doit être administré. Cela peut inclure des antibiotiques, la débridement chirurgical (élimination du tissu infecté) et, dans certains cas, le retrait de l'implant infecté. La recherche continue dans le domaine des implants orthopédiques vise à améliorer la conception des implants et à développer des méthodes de prévention plus efficaces pour réduire encore le risque d'adhérence bactérienne et d'infections associées aux implants.

#### **2.2.4 La métallose**

La métallose est une conséquence médicale qui se produit lorsque des particules métalliques sont libérées dans le corps en raison de la détérioration ou de l'usure de dispositifs médicaux en métal, tels que des prothèses articulaires, des implants orthopédiques ou des implants dentaires. Cette condition est souvent associée à des composants en métal, tels que le cobalt, le chrome ou le titane, qui sont couramment utilisés dans ces dispositifs médicaux. Les particules métalliques provenant de ces dispositifs médicaux peuvent être libérées dans le corps en raison de l'usure normale, de la corrosion, du frottement ou de tout autre facteur qui peut affecter l'intégrité des composants en métal. Lorsque ces particules sont libérées dans le corps, elles peuvent provoquer une réaction inflammatoire. (83)

Les symptômes de la métallose sont très variés. La métallose peut avoir des conséquences systémique ou localisées mais couramment on retrouve des douleurs et raideurs dans la région de l'implant, des gonflements, une diminution de la mobilité une irritation cutanée ou des tissus mous, la formation de kystes ou de pseudotumeurs. La métallose est une complication relativement rare des implants métalliques, et de nombreuses personnes qui ont des prothèses métalliques ne développent pas cette condition. Cependant, lorsque la métallose est suspectée, un dosage des métaux présents dans le corps peut être réalisé.

Le traitement de la métallose peut varier en fonction de la gravité de la condition. Dans certains cas, le traitement peut inclure la révision ou le remplacement de l'implant métallique pour résoudre le problème. Il est important que les patients qui ont des dispositifs médicaux en métal soient suivis régulièrement par leur professionnel de la santé pour surveiller tout signe de métallose ou de réaction indésirable. Il convient de noter que les dispositifs médicaux modernes en métal sont conçus pour réduire au minimum le risque de métallose, et les fabricants ont amélioré les matériaux et les techniques de conception pour augmenter la sécurité et la durabilité de ces dispositifs

Le tantale est un matériau métallique particulièrement résistant à la corrosion et à l'usure, et il est couramment utilisé dans les implants orthopédiques, y compris les prothèses totales du genou. Le tantale est généralement considéré comme ayant un

faible risque de métallose en comparaison avec d'autres matériaux métalliques tels que le cobalt-chrome ou le titane. Le tantale possède une excellente résistance à la corrosion, ce qui signifie qu'il est moins susceptible de libérer des particules métalliques dans le corps en raison de la corrosion. Contrairement au cobalt-chrome, qui peut potentiellement libérer des ions métalliques, le tantale a une grande stabilité chimique. Le tantale est considéré comme étant biocompatible, ce qui signifie qu'il est peu susceptible de provoquer des réactions allergiques ou inflammatoires dans le corps. Cela réduit le risque de réactions indésirables. Cependant même si le tantale a un faible risque de métallose, il n'est pas exempt de tout risque. Des cas rares de réactions à des implants en tantale ont été rapportés, bien que ces incidents soient beaucoup moins fréquents que ceux associés à d'autres matériaux (81,82).

Le risque de métallose associé à un implant en titane est généralement considéré comme très faible. Le titane est un matériau métallique largement utilisé dans les dispositifs médicaux en raison de ses nombreuses propriétés avantageuses, notamment sa résistance à la corrosion, sa légèreté et sa biocompatibilité. Le titane est exceptionnellement résistant à la corrosion, ce qui signifie qu'il ne libère généralement pas de particules métalliques dans le corps en raison de la corrosion. Contrairement à certains autres métaux, comme le cobalt ou le chrome, le titane ne présente pas les mêmes risques potentiels en termes de libération d'ions métalliques. Le titane est considéré comme biocompatible, ce qui signifie qu'il est peu susceptible de provoquer des réactions allergiques ou inflammatoires dans le corps. Il est largement accepté par les tissus biologiques sans déclencher de réaction immunitaire significative. Le titane est chimiquement stable et résiste à la plupart des environnements chimiques présents dans le corps, ce qui contribue à sa fiabilité en tant que matériau d'implant. Bien que le risque de métallose soit faible avec un implant en titane, il est important de noter que toute intervention chirurgicale comporte un certain niveau de risque.

Aujourd'hui dans la littérature il n'existe pas de statistiques concernant le risque de métallose sur des prothèses en tantale car le risque de métallose est rare, seul deux cas reportés (81 et 82) et le tantale est peu utilisé. Concernant les implants en titane les cas sont plus nombreux mais à l'heure actuelle aucune donnée statistique n'existe concernant le nombre d'implants en titane ayant provoqué des métalloses.

### **2.3 Résultats cliniques du titane versus tantale dans l'arthroplastie totale du genou**

Dans le domaine en constante évolution des biomatériaux orthopédiques, la sélection des matériaux composants les prothèses pour les arthroplasties totales du genou constitue un déterminant impératif du succès des implantations à long terme des prothèses. Le titane apparaît comme un matériau idéal dans la composition des prothèses en raison de ses propriétés biomécaniques, de sa résistance à la corrosion et de sa biocompatibilité. Parallèlement, le tantale, semble une option très intéressante pour ses propriétés matérielles uniques et ses avantages. Pour mesurer l'amélioration pré et post-opératoire de la mobilité du patient on peut utiliser différents outils en mesurant les résultats cliniques, par exemple on peut mesurer :

## **La ROM (Range of motion)**

- L'amplitude de mouvement (ROM) désigne l'étendue ou la limite selon laquelle une partie du corps peut être déplacée autour d'une articulation ou d'un point fixe ; soit la totalité du mouvement qu'une articulation est capable d'effectuer. L'amplitude de mouvement d'une articulation est évaluée lors d'une ROM passive (assistée) PROM ou d'une ROM active (indépendante) AROM.
- Les valeurs normales dépendent de la partie du corps et des variations individuelles, cette dernière est mesurée en degrés d'amplitude.
- Le but des exercices ROM est de prévenir le développement du raccourcissement musculaire adaptatif, des contractures et du raccourcissement de la capsule, des ligaments et des tendons. Les exercices ROM fournissent également une stimulation sensorielle et permettent de mesurer l'amélioration de l'amplitude du mouvement post-opératoire.

## **Le KSS et le KSFS (Knee society score et Knee Society Functional Score)**

- Le KSS et le KSFS sont mesurés en répondant à un questionnaire qui rapportera une note sur 100 estimant la mobilité pré et/ou post-opératoire du patient (plus le score est élevé plus le patient est en capacité de marcher)
- L'évaluation de ce score se fait en répondant à des questions concernant la douleur ressentie par le patient, les degrés de flexion et d'extension du genou, la stabilité, la distance de marche réalisée par le patient, sa capacité à monter ou descendre des escaliers et la nécessité d'un soutien physique pour assister sa marche (le KSS ne comprend pas la partie fonctionnelle du questionnaire soit la partie concernant la marche et les escaliers).

## **Le KOOS-JR**

- Le KOOS-JR est mesuré en répondant à un questionnaire qui rapportera une note sur 100 estimant la fonctionnalité du genou du patient (plus le score est élevé plus le patient est en capacité de mobiliser son genou)
- L'évaluation de ce score se fait en répondant à des questions concernant la raideur du genou, la douleur ressentie lors de différents mouvements (pivotement, redressement, monter ou descendre les escaliers et la station debout) ainsi que la fonction dans la vie quotidienne (se lever ou se pencher).

Dans ce contexte, une revue de l'état de l'art couvrant les cinq dernières années de recherche sur le titane et les dix dernières années sur le tantale est réalisée. Ainsi, ce rapport visait à discuter de l'efficacité clinique de ces deux matériaux, en cherchant à discerner les performances comparatives du titane et du tantale comme matériau de prothèse dans le cas d'arthroplasties totales du genou. Cette revue de la littérature a été menée conformément aux lignes directrices PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses) afin de trouver toutes les études cliniques concernant les prothèses totales de genou composées de biomatériau en titane ou en tantale.

Afin de pouvoir comparer les résultats de différentes études les critères d'inclusion de cette revue de la littérature se sont concentrés sur les études portant sur des patients ayant subi une arthroplastie totale du genou impliquant des prothèses en tantale et en

titane. Les études sélectionnées se sont concentrées sur les résultats cliniques, notamment les taux de complications et les taux de survie. Les méta-analyses, les études rétrospectives ou prospectives, les études contrôlées randomisées ont été privilégiées.

Concernant les critères d'exclusion, ont été exclus les études sans résultats cliniques, celles non disponibles en texte intégral et celles publiées dans des langues autres que l'anglais ou le français. Les études directement liées à la technique chirurgicale ou aux résultats radiologiques ont également été exclues, ainsi que les articles qui ne traitaient pas explicitement des matériaux d'intérêt (tantalum et/ou titane) ou qui comportaient des études comparatives non pertinentes, telles que les matériaux cimentés versus non cimentés ou les matériaux à roulement fixe par rapport au roulement mobile. De plus les rapports de cas ont été exclus en raison de la faiblesse des preuves scientifiques. D'autres articles ont été exclus tel que les études sur les revêtements en titane ou en tantale, ainsi que celles sur les débris métalliques et les articles traitant de cas spécifiques tels que les infections isolées, les allergies aux métaux et l'hémophilie, car ils étaient trop spécifiques pour fournir des informations généralisables.

Les études ont été récupérées via des bases de données de recherche électroniques MEDLINE (PubMed), Embase, Cochrane Library et ScienceDirect. Les principales recherches de mots-clés utilisés dans les équations ont été divisés en trois catégories et sont répertoriés comme suit :

- «Arthroplastie Totale du Genou»: «Total knee replacement», «Total knee arthroplasty», «Tricompart-mental knee replacement», «Tricompartimental knee arthroplasty», «tricompartimental knee replacement», «tricompartimental knee arthroplasty»
- «Titane»: «Titanium alloy », «Titanium», «Titanium alloys»
- «Tantale»: «Tantalum», «Tantalum alloy», «Tantalum alloys»

Chaque recherche a été effectuée avec les filtres applicables, dans les bases de données. Une fois les résultats obtenus, ils sont importés sur Zotero afin de procéder à une élimination des doublons puis ils sont étudiés un par un afin de déterminer leur pertinence vis-à-vis des critères d'inclusion et d'exclusion. Pour réaliser ce tri tout d'abord on réalise une première sélection par lecture des titres, puis des résumés et enfin du texte intégral. Au total, 475 articles ont été trouvés parmi lesquelles 234 doublons ont été supprimés.

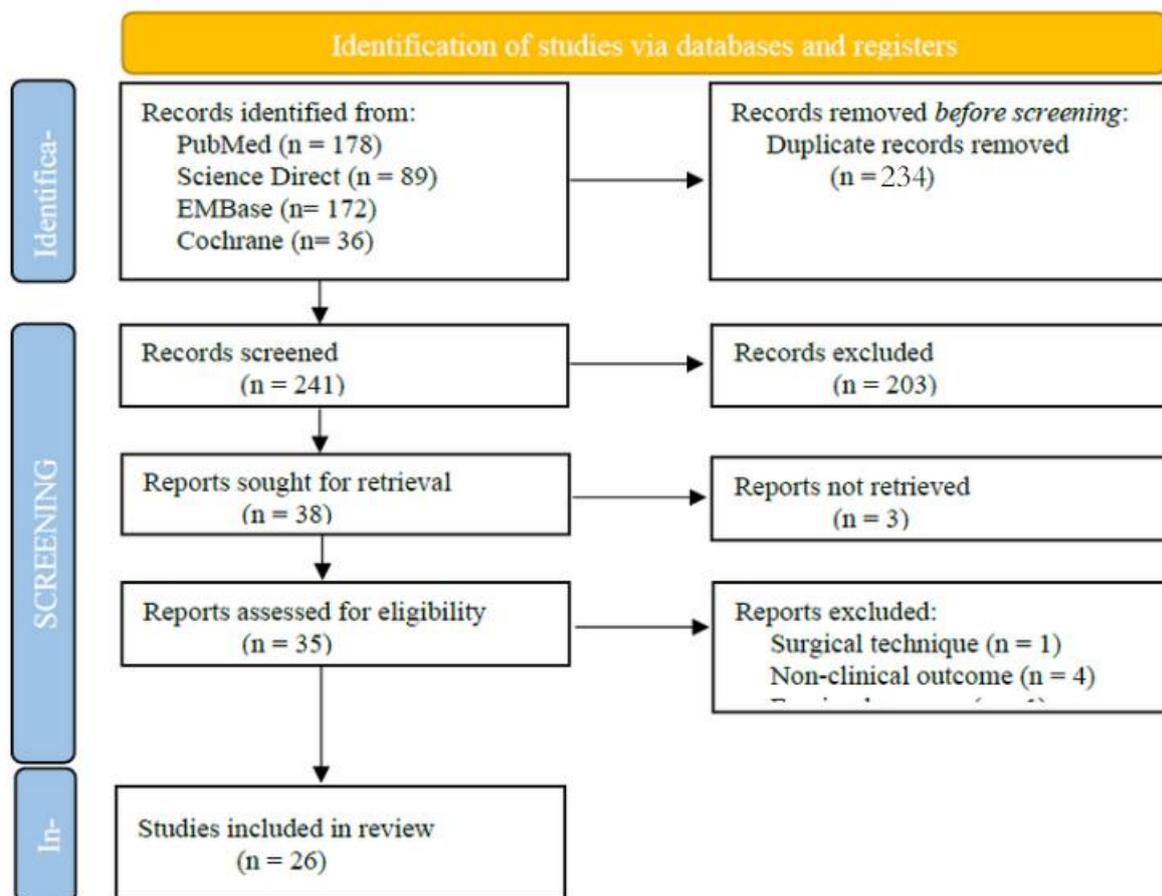


Figure 22 : PRISMA flow diagram of article selection for titanium and tantalum total knee arthroplasty.

Il restait donc 241 articles retenus pour la sélection dont 203 articles après lecture du titre et résumé ont été exclus et 3 articles n'ont pas pu être retrouvés complets. Au final 35 articles étaient exploitables et sur ces 35 articles 26 études répondaient aux critères d'inclusion (15 pour le tantale, 10 pour le titane et 2 d'entre elles comparant le tantale et le titane) tableau 4

Tableau 4 : description des articles concernant les résultats cliniques suites à la pose de prothèses totales de genou en tantales ou en titane poreux

Study (year)	Total number of patients	Mean age (year; SD or range)	Total number of TKA	Material used	Follow up (median; range)	Aseptic loosening (number; percentage)	Survivorship free of revision (mean; range)	Functional score improvement (mean ± SD) (mean; range) (WMD; range)	Level of Evidence
Awwad et al. (2023) <sup>28</sup>	N/A	70.8 (7.33)	90	Tantalum	6.0 ans	N/A	N/A	OKS: 14.20 ± 8.60 KSS: 8.54 ± 18.40 KSFS 35.05 ± 13.04 WOMAC: - 25.90 ± 17.17	1

Sultan et al. (2020)29	496	66	568	Titanium	36 mois (24-48)	4 (0.7%)	99%	KSS pain: 56 (N/A) KSFS: 57 (N/A) ROM extension: 6° (0°; 10°) ROM flexion: 106° (95°; 135°)	4
Hu et al. (2020)30	149	N/A	N/A	tantalum	5 ans	N/A	N/A	ROM : -1,29° [-3,89 ;1,31]	1
	96	N/A	N/A	Tantalum		N/A	N/A	WOMAC : -3,66 [-7,29 ; -0,02]	
Helvie et al. (2023)31	N/A	N/A	339	Titanium	3.6 ans	2 (0.6%)	88% (73%; 100%)	N/A	4
Kwong et al. (2014)32	58	66.9	N/A	Tantalum	N/A	0 (0%)	N/A	N/A	4
Tarazi et al. (2020)33	N/A	N/A	228	Titanium	5 ans	1 (0.4%)	99.5% (92.7; 99.9%)	KSS pain: 37 (17; 60) KSFS: 28 (15; 47) Flexion: 17.8° (-20°; 40°) Extension: -5.5° (-30°; 5°)	4
Abdelaziz et al. (2019)34	25	65 (40; 79)	32	Tantalum	126.5 mois (120;142)	15.6%	75%	KSFS: 69.6 (10; 100) ROM flexion: 92° (30°; 120°)	4
Kim et al. (2018)1	448	N/A	449	tantalum	2 ans	N/A	N/A	KSS: 77.2 (74.54; 79.87) KSFS: 59.06 (53.48; 64.63)	1
	318	N/A	326	titanium		N/A	N/A	KSS: 88.31 (84.19; 92.43) KSFS: 61.23 (49.82; 72.65)	
Eder-Halbedl et al. (2023)35	80	65.3 (42; 83)	112	Tantalum	73 mois	2 (2.5%)	95%	KSS objective: 90 ± 20 KSFS: 77.5 ± 30 WOMAC: 69.7 ± 29.6 ROM flexion: 110° ± 34	4
Tetreault et al. (2020)36	139	66 (44; 88)	142	Titanium	2 ans	0 (0%)	90% (86%; 96%)	KSS: 87 (72; 94)	4
Thorsell et al. (2018)37	31	69 (54; 89)	N/A	Titanium	7.4 (5; 12)	32%	97% (91; 100)	ROM extension: -3° (-90°; 0°) ROM flexion: 110° (90°; 140°)	4
Kim et al. (2021)38	89	69.9 (56; 86)	89	Titanium	5.3 (1; 7)	N/A	N/A	KSS: 95.4 ± 6.5 KSFS: 92.5 ± 10.1 WOMAC: 20.2 ± 12.3 ROM flexion: 125.1° ± 13.9°	1
Gerscovich et al.15 (2017)39	58	71.1	47	Tantalum	10.2 (8.4-12.2)	N/A	96%	KSS: 99.2 ± 2.97 KSFS: 97.4 ± 12.9 ROM Flexion: [121°; 125°]	4
DeFrancesco et al. (2018)40	60	50.4 (31; 59)	71	Tantalum	10 ans (8; 12)	0	N/A	KSFS: 68	2
Niemeläinen et al. (2014)41	N/A	63.6 (30; 91)	1143	Tantalum	7 ans	5%	97% (95% CI 96; 98)	N/A	2
De Martino et al. (2016)42	33	67 (41; 82)	33	Tantalum	11.5 ans (10; 13)	0	96.9%	KSS: 93 KSFS: 90 (75;100) Flexion contracture: 1°(0°; -5°)	4

								Average flexion: 120° (100°; 140°)	
Villanueva-Martínez et al. (2013)43	21	73.3 (62; 86)	N/A	Tantalum	36 mois	N/A	N/A	Excellent: 12 Good: 5 Fair: 3 Poor: 1	2
De Martino et al. (2023)44	24	72 (55; 88)	30	Tantalum	10 ans (10; 14)	1	75%	KSS: 96	4
Rao et al. (2013)45	26	72 (62; 84)	26	Tantalum	36 mois (24; 49)	0	N/A	AKSS: 81.12 (78 to 86) OKS: 35.20 (32 to 38) ROM: 3.0° (0° to 8°) to 98.46° (85° to 110°)	2
<b>Gibon et al. (2022)2</b>	54	64.7 ± 10.1	N/A	Tantalum cones	29 ± 14.8 mois	N/A	93%	KOOS-JR: +20.7 (SD 20.4)	4
	53	68.7 ± 7.9	N/A	Titanium cones	21.6 ± 9.7 mois	N/A	94%	KOOS-JR: +23.7 (SD 21.4)	
	38	65.6 ± 7.5	N/A	Titanium sleeves	41.1 ± 16.6 mois	N/A	89%	KOOS-JR: +35.4 (SD 13.4)	
Shichman et al. (2023)46	123	66.1±8.2	N/A	Titanium	2.76±0.66 ans	2	94.3%	Knee flexion: 111.19 °±16.19°	4
Shichman et al. (2023)47	104	65.62±8.39 years	N/A	Titanium	32.75±6.54 mois	0	87.5%	ROM extension: 0.03±1.46° (Δ=-3.81°) ROM flexion: 108.34±21.25° (Δ=+8.42°)	4
Rajgopal et al. (2021)48	62	66 (32; 84)	N/A	Titanium	27 mois (24-34)	0	90,2%	KSS: 80 KSFS: 68 Flexion: 110° (60°; 130°)	2
Denehy et al. (2019) 49	62	66 (32; 84)	N/A	Titanium	27 mois (24-34)	0	90.2%	KSS: 80 KSFS: 68 Flexion: 110° (60°; 130°)	2
Yoon et al. (2018)27	222	69.4 (54.5; 84.3) for CoCr group 69.3 (50.1; 84.0) for Titanium group	N/A	Titanium	25.4 mois pour le groupe CoCr 25.1 mois pour le groupe Titanium	0	N/A	WOMAC: Complete RLL: -27.4 (-72 ; 15) No complete RLL-24.8 (-72; 29)	4
Panda et al. (2019)50	79	65.3 (43-81)	20 primary 59 revision	Tantalum	79 mois (48-95)	N/A	95%	ROM: 105.5°±16° KSCS: 75.9 ± 6.4 ROM: 68.4 ± 6.8	4

La plupart des articles sont des séries de cas rétrospectifs, mais 2 d'entre eux (Kim et al.(25) et Gibon et al.(26)) comparaient des prothèses en tantale et en titane et 1 d'entre eux (27) comparait des prothèses en titane à des prothèses en chrome-cobalt.

Concernant l'arthroplastie totale du genou utilisant des prothèses en tantale, 14 articles présentaient une analyse de la prothèse en tantale et 2 comparaient le tantale à un autre matériau. Le nombre de patients variait de 21 à 448. L'âge moyen était de 50,4 à 73,3 ans. Le nombre moyen de prothèses était de 32 à 449. Le suivi médian était de 2 à 11,5 ans. Les points suivants peuvent être notés :

- Un descellement aseptique a été observé dans 0 à 15,6 % des cas
- La survie moyenne sans révision représentait 75 à 98 % des poses.

- L'amélioration entre l'évaluation préopératoire et postopératoire du KSFS était de 35,05 à 97.
- La flexion postopératoire de la ROM était de 110° à 144°.

Concernant l'arthroplastie du genou en titane, 10 articles analysaient la prothèse en titane et 3 articles comparaient le titane à d'autres matériaux. Le nombre de patients, les tranches d'âge moyennes et la médiane de suivi sont respectivement de 31 à 496, de 66 à 69,9 ans et de 2 à 7,4 ans. Le nombre moyen de prothèses était de 89 à 568. Les points suivants peuvent être notés :

- Un descellement aseptique a été observé dans 0% à 32% des cas
- La survie moyenne sans révision est de 87,5 % à 99 % des poses.
- L'amélioration entre l'évaluation préopératoire et postopératoire du KSFS était de 28 à 87
- La flexion postopératoire de la ROM était de 60° à 139°.

Les deux études 1 et 2 comparant les prothèses en titane et en tantale montrent que les prothèses en titane ont des résultats cliniques légèrement meilleurs que les prothèses en tantale. En effet, Kim et al. (25) a observé que :

- Le KSS dans le groupe tantale est supérieur à celui du groupe titane, respectivement 88,31 (84,19 ; 92,43) et 77,2 (74,54 ; 79,87),
- Le KSFS, respectivement 61,23 (49,82 ; 72,65) et 59,06 (53,48 ; 64,63).

De plus, Gibon et al. (26) ont constaté que les cônes en titane présentaient moins de complications postopératoires avec un KOOS-JR plus élevé que les cônes en tantale, respectivement +20,7 (SD 20,4) et +23,7 (SD 21,4), mais la différence a été considérée comme non significative.

D'un point de vue global, il ressort que les caractéristiques de la population des études étaient assez similaires, en termes d'âge moyen et de nombre. De plus, la survie moyenne sans révision apparaît similaire dans les deux populations. Néanmoins, les résultats démontrent que le groupe tantale a tendance à présenter de meilleurs résultats cliniques que le groupe titane. Cette dernière affirmation réfute les données de l'étude menée par Kim et al. (2018). En effet, la comparaison entre l'arthroplastie totale du genou en titane et en tantale a révélé que le groupe titane a montré de meilleurs résultats cliniques que le groupe tantale, KSS et KSFS respectivement 77,2 et 59,06, et 88,31 et 61,23.

Toutefois, l'hétérogénéité des critères cliniques utilisés dans les études ne permet pas de conclure à une différence significative. Des études plus larges et des suivis plus longs doivent être menés pour conclure à une différence significative. De plus des biais sont présents comme le processus de mesure qui n'est pas le même dans les différentes études, certains outils différents et les mesures sont réalisés par différents opérateurs (certains critères cliniques étaient basés sur des « mesures des résultats rapportés par les patients »). De plus, il y avait un biais de suivi, des patients ont été perdus de vue pendant le suivi des études. Enfin, on constate une prédominance des études de niveau 4 (essentiellement des études rétrospectives) associées à des preuves faibles ou limitées en raison de rapports inexacts et/ou de pertes de données.

### 3 Discussion : Rationnel de l'utilisation & étude médico-économique

Lorsqu'il s'agit de choisir entre le tantale et le titane poreux pour les augmentations orthopédiques, plusieurs facteurs médico-économiques doivent être pris en compte. Les décisions en matière de dispositifs médicaux dépendent souvent de l'efficacité clinique, de la durabilité, de la sécurité, et bien sûr, des coûts associés.

L'efficacité clinique est un facteur essentiel. Les études cliniques et les données de suivi à long terme peuvent aider à déterminer si le tantale ou le titane poreux offre de meilleurs résultats pour les patients en termes de réduction des complications, d'amélioration de la fonction articulaire et de durabilité.

Les matériaux tels que le tantale et le titane poreux doivent être évalués en termes de biocompatibilité et de capacité à favoriser l'ostéointégration. Une meilleure ostéointégration peut réduire les risques de complications et de révisions chirurgicales à long terme. En ce sens l'étude menée nous a permis de comparer le tantale et le titane sur différents aspects et propriétés :

#### **La corrosion :**

Dans un premier temps nous avons vu les propriétés chimiques du tantale et du titane, tout d'abord avec leurs propriétés vis-à-vis de la corrosion, ainsi il a pu être constaté des différences entre la corrosion du tantale et du titane. En effet la prothèse en titane testée dans le milieu à sec ne présentait aucun signe d'attaque corrosive. En revanche, les prothèses en titane testées dans le sérum BHI et le sérum BHI associé aux fragments osseux présentaient des dépôts marqués et des attaques de corrosion visibles même à faible grossissement. Alors que la prothèse en alliage chrome-cobalt revêtue de tantale ne présentait aucune trace de corrosion ou d'attaque chimique dans les trois milieux étudiés (22).

De plus après 7 jours d'immersion dans un milieu sans bactérie, le titane revêtu de nitrure de titane (TiN) n'a subi aucune altération, alors que dans le milieu avec bactéries une dégradation du revêtement TiN a été observée. Après 28 jours, dans un milieu sans bactérie, des micropuits corrosifs localisés sont apparus sur le titane pur et un détachement de la couche TiN a été observé. La présence de bactéries accélère la corrosion microbiologique du titane et du titane revêtu de TiN, confirmée par l'aggravation des puits de corrosion sur le titane et le détachement sévère du revêtement TiN.

Concernant les prothèses en titane revêtu de nitrure de tantale (TaN) les surfaces sont restées intactes que ce soit dans le milieu avec ou sans bactéries, que ce soit le 7ème ou le 28ème jour, démontrant une excellente résistance à la bio-corrosion des bactéries et la forte adhérence des revêtements TaN au substrat en titane (figure 12) (23).

Dans une autre étude nous avons également constaté que dans le tableau 1, l'ICorr diminue moins rapidement lorsque l'alliage est revêtu de tantale, sa valeur est alors de 0,35 mA/cm<sup>2</sup> au bout d'une heure puis de 0,30 mA/cm<sup>2</sup> au bout de 72h par rapport à l'absence de revêtement ou avec seulement un alliage de titane il est de 0,55 mA/cm<sup>2</sup> au bout d'une heure puis de 0,45 mA/cm<sup>2</sup> au bout de 72h, ce qui signifie que

la présence de tantale ralentit le processus de corrosion, indiquant ainsi que le tantale favorise la résistance à la corrosion de l'alliage.

De plus, pour l'Ecorr, que ce soit pour l'expérience d'1 heure ou de 72 heures, l'Ecorr de l'alliage Ti-Zr-Ta (respectivement 150V et 170V) est moindre par rapport à l'alliage Ti-Zr (respectivement 160V et 180V). Si le potentiel de corrosion est faible, alors l'oxydation sera favorisée. Dans notre cas, l'alliage Ti-Zr sera plus facilement sujet à la corrosion que l'alliage Ti-Zr-Ta.

La figure 13 exprime l'évolution de l'intensité de corrosion en fonction du temps. Une différence marquante d'intensité de corrosion est observée entre l'alliage Ti-Zr comparativement à celui revêtu de Ta après 72 heures de corrosion. En effet, au bout de 72h l'intensité de corrosion de l'alliage Ti-Zr est toujours à  $10 \mu\text{A}/\text{cm}^2$  alors que l'alliage Ti-Zr-Ta est proche de  $0 \mu\text{A}/\text{cm}^2$  le revêtement tantale permet donc une meilleure résistance à la corrosion que l'alliage Ti-Zr sans revêtement.

Dans une autre étude, la corrosion du titane revêtu de nitrure de titane (TiN) ou de nitrure de Tantale (TaN) a été étudiée milieu physiologique contaminé (figure 14), pour l'application dentaire. Ainsi dans cette étude, le revêtement de TaN ou de TiN sur le Titane est testé dans le même milieu contaminé afin d'étudier la corrosion et la résistance à l'adhésion des bactéries (23). Après 2 heures d'immersion dans un milieu physiologique semblable à la salive, I corr est moins important pour le Ti avec TaN qu'avec TiN. Ainsi, le revêtement de TaN permet de diminuer la vitesse de corrosion par rapport à celui du Ti-N sur le Ti. Dans ce même milieu avec ajout de la bactérie S.mutans, I corr est sensiblement identique pour les deux revêtements, ce qui suggère une vitesse de corrosion similaire dans un milieu contaminé. En outre, le potentiel de corrosion E corr diminue en présence de la bactérie pour le Ti revêtu de TiN et le Ti revêtu de TaN, ce qui pourrait suggérer que la bactérie S.mutans affaiblit la résistance à la corrosion pour les deux revêtements.(23)

De plus Zitter et Plenk rapportent une densité de courant de corrosion plus faible et une résistance à la corrosion plus élevée pour Ta que pour l'alliage Ti et TiGA14V dans des conditions comparables. Ces résultats sont corroborés par l'examen de van Mulder et Pourbaix de la stabilité électrochimique du tantale ce qui montre qu'il est recouvert d'un film de Ta<sub>2</sub>O<sub>5</sub> de très faible solubilité sur toutes les combinaisons de pH et de potentiel (tel que défini par pO<sub>2</sub>) d'intérêt biologique.(5)

**Après une analyse de la corrosion du tantale et du titane, il apparaît que le tantale présente une résistance supérieure à la corrosion par rapport au titane dans un milieu physiologique. Par observation macroscopique et microscopique, ces études comparatives mettent en lumière que le tantale résiste mieux à la corrosion que le titane. Les tests qualitatifs et quantitatifs, tels que la méthode des triple-électrodes et la polarisation potentiodynamique, confirment cette tendance. Les revêtements de tantale sur les alliages ont démontré une réduction significative de l'intensité de corrosion et des potentiels de corrosion inférieurs, indiquant une meilleure résistance globale. D'après ces constatations il semblerait donc que le tantale soit moins sujet à la corrosion que le titane ce qui lui concède un avantage en particulier face aux problèmes de métallose**

## **Le module d'élasticité :**

Ensuite nous nous sommes penché sur l'élasticité et la rigidité des deux métaux, et nous avons observé les résultats suivants :

Le tantale a un module d'élasticité légèrement plus élevé que le titane. Le module d'élasticité du tantale se situe généralement autour de 186 GPa (gigapascals), tandis que celui du titane varie généralement entre 100 GPa et 120 GPa, en fonction de l'alliage spécifique.

De plus le tantale avec une porosité de 75 à 85% a un module d'élasticité de 2,5 à 3,9GPa. Quand le titane a une porosité de 40 à 70 % il a un module d'élasticité de 2 à 18GPa (l'endoste a une porosité de 26GPa et le périoste de 14GPa)

En termes de rigidité, le tantale est donc légèrement plus rigide que le titane, ce qui signifie qu'il a une faible élasticité et qu'il est moins souple que le titane. Le titane qui est plus souple peut donc mieux correspondre à la rigidité naturelle de l'os.

Cette rigidité élevée peut être bénéfique pour maintenir la stabilité et la forme des composants de la prothèse totale du genou. Cependant, une rigidité élevée peut également entraîner une répartition moins uniforme des contraintes sur l'os environnant, ce qui pourrait potentiellement augmenter le risque de perte de substance osseuse à long terme.

**On peut donc ici constater que le titane qui est plus souple que le tantale correspondra mieux à la souplesse naturelle des os du corps et présentera moins de risque que le tantale, ce qui concède au titane une supériorité vis-à-vis de sa propriété élastique.**

## **La résistance ultime :**

La résistance ultime du tantale et du titane varie en fonction des alliages spécifiques et des conditions de traitement.

Le tantale a généralement une résistance ultime relativement élevée, qui se situe entre 180 MPa (mégapascals) et 220 MPa. Cette résistance à la traction élevée en fait un matériau solide et résistant. Lorsqu'il est sous sa forme poreuse la résistance ultime du tantale est de 50 à 110 MPa et de 207 à 517 MPa lorsqu'il est sous sa forme tantale F560

Le titane est également connu pour sa résistance à la traction élevée. Cependant, la résistance ultime du titane varie en fonction de l'alliage spécifique. En général, les alliages de titane ont des résistances ultimes allant de 240 MPa à 950 MPa, en fonction de la composition et du traitement thermique. la résistance ultime du titane est généralement considérée à 860 MPa

Il est important de noter que la résistance ultime du titane peut être considérablement plus élevée que celle du tantale, en particulier dans le cas d'alliages de titane spécifiques conçus pour des applications exigeantes.

Dans la littérature les auteurs s'accordent pour dire que la contrainte de rupture des os varie entre 6,35 et 12,5 kgf/mm<sup>2</sup> et la contrainte de rupture de l'os cortical se situe donc classiquement aux environs de 10 kgf/mm<sup>2</sup> soit 100 MPa

**On peut donc constater que les deux composants tantale et titane sont tous deux plus résistants que l'os naturel ce qui signifie qu'ils pourront l'un comme l'autre subir les contraintes que subissent habituellement les os à condition que leur porosité soit maîtrisée et on constate que le titane apportera également une résistance beaucoup plus importante que le tantale.**

#### **Le coefficient de friction :**

Puis concernant les deux métaux leur propriété de coefficient de friction a été comparé, dans la littérature on ne constate pas de différence significative entre les matériaux à surface poreuse utilisés dans la composition des implants (tantale, titane ou autre). Le coefficient de friction du tantale comme du titane sur l'os est important et favorise sa stabilité primaire il est donc primordial d'utiliser un matériau poreux.

#### **La porosité :**

Ensuite concernant la porosité la structure idéale doit à la fois être suffisamment poreuse pour permettre l'ostéo-intégration et à la fois être suffisamment importante pour résister aux contraintes le temps que l'ostéo-intégration se fasse. On sait que la perméabilité intrinsèque de l'échafaudage doit être comparable à l'os trabéculaire humain, la porosité idéale est donc de 66 % à 80 % (figure 19) (2).

La structure du tantale poreux est à cellules ouvertes en forme de dodécaèdres répétitifs, il a donc une apparence similaire à l'os spongieux. Enfin une étude menée par Changqi Luo et al (66) a démontré que l'échafaudage avec une taille de pores de 400 à 600  $\mu\text{m}$  montrait une plus grande capacité à faciliter l'adhésion cellulaire, la prolifération et la différenciation ostéogénique in vitro. Une étude réalisée sur le potentiel ostéogénique in vitro et la formation osseuse in vivo par Yanni Zhang et al sur du titane poreux à structure cellulaire cubique a été menée et a démontré que la taille des pores optimisée pour une meilleure réponse ostéogénique et une meilleure capacité de formation osseuse était d'environ 600 à 700  $\mu\text{m}$  avec une porosité de 70%. (65)

Chez l'Homme l'épaisseur moyenne des travées est de 100 à 150  $\mu\text{m}$  avec un espace entre les travées de 500 à 1 000  $\mu\text{m}$  et la porosité de l'os trabéculaire est en général entre 75 et 95% ce qui donne des composites en tantale et en titane proche de la réalité humaine sans supériorité spécifique de l'un par rapport à l'autre.

**Les porosités mesurés idéal à l'ostéo-intégration pour les deux métaux peuvent donc toutes deux correspondre au degrés de porosité idéal nécessaire pour remplacer l'os et permettre l'ossification.**

#### **La biocompatibilité :**

Ensuite nous avons pu voir les interactions entre le composant métallique et le tissu osseux avec dans un premier lieu la biocompatibilité. La biocompatibilité a été comparée, et pour comparer l'efficacité de biocompatibilité et d'intégration à l'organisme on compare la force nécessaire pour permettre la rupture entre le composé et l'organisme, cette comparaison a démontré que pour le tantale la rupture se fait entre 0,30 et 0,15 kgf à 8 semaine et entre 0,94 et 1,69 kgf à 16 semaines, alors que pour le titane on observe une rupture entre 1,47 et 2,71 kgf au bout de 8 semaines et entre 1,25 et 4,13 kgf au bout de 16 semaines.

Cette différence entre le tantale et le titane s'explique par la différence de résistance aux interfaces entre ces substrats et les couches d'apatite, le tantale a une force de liaison plus faible que le titane. Cette différence peut aussi s'expliquer par la présence de macrophage multinucléées observés avec les implants en tantale alors qu'ils sont absents avec les implants en titane, cette différence peut influencer la formation d'apatite et du coup influencer la résistance à la rupture.

Après sur le plan réaction cellulaire on constate que les particules de tantale tout comme celles en titane ne provoquent aucune inhibition de la croissance après 2 jours dans des cultures de fibroblastes dermiques humains.

**Bien que le tantale ait de bons résultats et que comme le titane le tantale ne provoque aucune inhibition de la croissance on constate néanmoins une infériorité du tantale face au titane concernant la force de liaison entre l'implant et l'os.**

#### **L'ostéo-intégration :**

Ensuite concernant l'ostéo-intégration et la vascularisation on a observé que lorsqu'on évalue la réponse tissulaire face à un composant métallique orthopédique comme le titane ou le tantale poreux on observe la réaction suivante :

Une interface stable entre l'os et l'implant se forme, cette croissance osseuse est ainsi observée avec une profondeur variant de 0,2 à 2mm avec le tantale, ainsi la croissance moyenne globale pour toutes les sections est de 16,8% +/- 5,7% alors que les zones où le contact était le plus constant on retrouve une croissance moyenne de 25,1% +/- 10,1% (4). Jasty et coll. (60,61) a comparé l'étendue de la croissance osseuse pour les cupules acétabulaires canines avec des surfaces poreuses constituées de fibres métalliques de titane et a obtenu une croissance moyenne de 21,5 % +/- 4,4 %

Plus le contact entre l'implant et l'os est important plus les conditions seront optimales pour permettre une bonne croissance osseuse. **De plus on observe que le titane et le tantale ont des résultats équivalents concernant la croissance osseuse**

#### **L'adhérence bactérienne :**

Puis en ce qui concerne l'adhérence bactérienne la seule différence retrouvée entre le titane et le tantale est que l'adhésion de Staphylococcus aureus est de  $4,86 \pm 3,67$  % de la surface totale couverte pour l'alliage de titane, pour le titane seul elle est de  $0,43 \pm 0,47$  %, pour l'acier inoxydable recouvert de tantale elle est de  $0,89 \pm 0,79$  % et elle est la plus faible pour le tantale  $0,17 \pm 0,18$  %. Elle est donc significativement supérieure pour le titane que pour le tantale figure 21 (73) **ce qui fait que le tantale a un avantage certain par rapport au titane en ce qui concerne l'adhérence bactérienne même si des solutions existent pour combler à ce défaut.**

#### **L'étude clinique :**

Et enfin en observant les résultats obtenus lors d'études cliniques menés pour comparer l'efficacité du tantale et du titane dans leur utilisation dans les prothèses totale de genou on constate qu'il n'existe **aucune preuve claire de la supériorité du titane sur le tantale.**

## **Le coût :**

Les coûts initiaux des implants en tantale peuvent être plus élevés que ceux des implants en titane poreux en raison du coût du matériau lui-même. Cependant, il est important de prendre en compte l'ensemble des coûts liés à la procédure, y compris les coûts de la chirurgie, les coûts des implants, les coûts de la rééducation postopératoire, etc.

Les implants en tantale sont souvent choisis pour leur résistance à la corrosion et leur durabilité, ce qui peut réduire les coûts à long terme associés aux révisions chirurgicales potentielles. Ainsi les coûts liés aux complications postopératoires, aux infections et aux révisions chirurgicales doivent être pris en compte. Si l'utilisation du tantale réduit ces complications, cela peut avoir un impact économique positif à long terme.

Cependant lorsqu'on se penche sur les résultats d'études cliniques on ne décèle pas de différence significative concernant la durée de vie des implants en titane et en tantale.

Mais la décision entre le tantale et le titane poreux peut également dépendre des besoins spécifiques du patient et de la situation clinique. Le choix peut être personnalisé en fonction de la gravité de la condition, de l'âge du patient, de l'activité physique, etc.

## 4 Conclusion

La décision d'utiliser du tantale ou du titane poreux dans les augments orthopédiques dépendra d'une évaluation complète des avantages cliniques et des coûts associés, ainsi que des préférences du chirurgien en fonction des besoins du patient. Mais à l'exception de quelques cas particuliers où les professionnels de santé, en collaboration avec les équipes médicales et les responsables des achats hospitaliers, doivent prendre en compte ces facteurs pour déterminer la meilleure option médico-économique il ne ressort pas de cette étude que le titane ou le tantale se démarque par une supériorité d'utilisation par rapport à l'autre et c'est assez naturellement que les fabricants se dirigeront vers le métal le moins coûteux donc le titane.

*Tableau 5 : récapitulatif des critères d'évaluation et leurs résultats*

<b>Critère</b>	<b>Évaluation</b>	<b>tantale</b>	<b>titane</b>	<b>Supériorité</b>
<b>Corrosion</b>	Intensité de corrosion ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ ) au bout de 72h	Pour Ti-Zr-Ta = proche de 0 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	Pour Ti-Zr = 10 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	Tantale (car moins de corrosion du tantale)
<b>Module élastique</b>	Elasticité (GPa) par rapport à l'os Endoste : 26GPa Périoste : 14GPa	186 GPa Avec une porosité de 75 à 85% il a un module d'élasticité de 2,5 à 3,9GPa.	entre 100 et 120 GPa Avec une porosité de 40 à 70 % il a un module d'élasticité de 2 à 18GPa	Titane (car plus proche des valeurs de l'os)
<b>Résistance ultime</b>	Résistance ultime MPa Pour l'os cortical = 100 MPa	Tantale = 180- 220 MPa. Sous sa forme poreuse = 50-110 MPa Tantale F506 = 207-517 MPa	les alliages de titane = 240-950 MPa	Equivalent (car les deux sont plus résistants que l'os)
<b>Porosité</b>	Valeurs optimisées pour les métaux en comparaison à l'os Dans l'os les espaces entre les travées est de 500 à 1 000 $\mu\text{m}$ et la porosité de l'os trabéculaire est de 75-95%	taille de pores de 400 à 600 $\mu\text{m}$ avec une porosité de 66 % à 80 %	Taille de pores de 600 à 700 $\mu\text{m}$ avec une porosité de 70%.	Equivalent (car les deux sont proches des valeurs pour l'os)

<b>Biocompatibilité</b>	Force nécessaire pour la rupture du contact entre l'implant et le tissu osseux à 8 et 16 semaines	8 semaines = 0,30 - 0,15 kgf  16 semaines = 0,94 - 1,69 kgf	8 semaines = 1,47- 2,71 kgf  16 semaines = 1,25 - 4,13 kgf	Titane (la force de rupture est plus importante donc le titane est mieux intégré)
<b>Ostéo-intégration</b>	Pourcentage de croissance osseuse	Sur zone de contact moyen = 16,8% +/- 5,7%  Sur zone de contact constant = 25,1% +/- 10,1%	Croissance moyenne = 21,5 % +/- 4,4 %	Equivalent (car les valeurs sont similaires)
<b>Adhérence bactérienne</b>	Pourcentage de surface occupé par <i>staphylococcus aureus</i>	Pour l'acier inoxydable recouvert de tantale = 0,89 ± 0,79 %  Pour le tantale 0,17 ± 0,18 %	Pour l'alliage de titane = 4,86 ± 3,67 %  pour le titane = 0,43 ± 0,47 %,	Tantale (car on retrouve nettement moins de bactéries sur le tantale)
<b>Métallose</b>	Pourcentage de survenu de métallose suite à la pose d'un implant composé de tantale ou titane	Manque de données	Manque de données	Inconnu (car les cas de métallose sont trop rares)
<b>Etude clinique</b>	Pourcentage de descellement, d'absence de révision, l'amélioration des scores fonctionnelles KSS et KSFS, la flexion post-opératoire et les complications	descellement = 0 à 15,6 % des cas  pas de révision = 75 à 98 % des poses.  L'amélioration pré et post-opératoire du KSS = 88,31 (84,19 ; 92,43)	descellement = 0% à 32% des cas  pas de révision = 87,5 % à 99 % des poses.  L'amélioration pré et post-opératoire du KSS = 77,2 (74,54 ; 79,87),	Equivalent (car les résultats se sont révélés non significativement différents)

	post- opératoires	KSFS = 61,23 (49,82 ; 72,65)  La flexion postopératoire de la ROM = 110° à 144°.  Complications postopératoire s KOOS-JR +23,7 (SD 21,4)	KSFS = 59,06 (53,48 ; 64,63).  La flexion postopératoire de la ROM = 60° à 139°.  Complications postopératoire s KOOS-JR +20,7 (SD 20,4)	
--	----------------------	---	---	--

## Bibliographie

- (1) Kato H, Nakamura T, Nishiguchi S, Matsusue Y, Kobayashi M, Miyazaki T, et al. Bonding of alkali- and heat-treated tantalum implants to bone. J Biomed Mater Res 2000.
- (2) Shimko DA, Shimko VF, Sander EA, Dickson KF, Nauman EA. Effect of porosity on the fluid flow characteristics and mechanical properties of tantalum scaffolds. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2005
- (3) Shirazi-Adl A, Dammak M, Paiement G. Experimental determination of friction characteristics at the trabecular bone/porous-coated metal interface in cementless implants. J Biomed Mater Res 1993.
- (4) Bobyn JD, Toh KK, Hacking SA, Tanzer M, Krygier JJ. Tissue response to porous tantalum acetabular cups: a canine model. J Arthroplasty 1999
- (5) Black J. Biological performance of tantalum. Clin Mater 1994
- (6) <http://www.medix.free.fr/cours/biomecanique-os.php>
- (7) [http://staff.univ-batna2.dz/sites/default/files/mazouz\\_hammoudi/files/cours\\_biomecanique\\_de\\_los-1.pdf](http://staff.univ-batna2.dz/sites/default/files/mazouz_hammoudi/files/cours_biomecanique_de_los-1.pdf)
- (8) <https://hal.univ-lorraine.fr/tel-01749065/document>
- (9) Levine BR, Sporer S, Poggie RA, Della Valle CJ, Jacobs JJ. Experimental and clinical performance of porous tantalum in orthopedic surgery. Biomaterials. 2006
- (10) Qing Han,† Chenyu Wang, † Hao Chen, † Xue Zhao,\* ,‡ and Jincheng Wang Porous Tantalum and Titanium in Orthopedics: A Review .
- (11) Bobyn JD, Stackpool GJ, Hacking SA, Tanzer M, Krygier JJ. Characteristics of bone ingrowth and interface mechanics of a new porous tantalum biomaterial. J Bone Joint Surg Br. 1999 .
- (12) Hanzlik JA, Day JS, Acknowledged Contributors: Ingrowth Retrieval Study Group. Bone ingrowth in well-fixed retrieved porous tantalum implants. J Arthroplasty. 2013
- (13) Zardiackas LD, Parsell DE, Dillon LD, Mitchell DW, Nunnery LA, Poggie R. Structure, metallurgy, and mechanical properties of a porous tantalum foam. J Biomed Mater Res. 2001
- (14) Schmitz H-CR, Klauser W, Citak M, Al-Khateeb H, Gehrke T, Kendoff D. Three-year follow up utilizing tantal cones in revision total knee arthroplasty. J Arthroplasty. 2013
- (15) La corrosion expliquée - Q8Oils (2018) [Internet]. [01/2024]. Disponible sur: <https://www.q8oils.com/fr/travail-desmetaux/la-corrosion-expliquee/>
- (16) Dr.S.Bensaada corrosion.pdf [Internet]. [01/2024]. Disponible sur: <https://www.univ-biskra.dz/enseignant/bensaada/corrosion.pdf>
- (17) Niinomi M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2008
- (18) Matsuno H, Yokoyama A, Watari F, Uo M, Kawasaki T. Biocompatibility and osteogenesis of refractory metal implants,titanium, hafnium, niobium, tantalum and rhenium. Biomaterials. 2001

- (19) Corrosion microbiologique en traitement de l'eau [Internet]. [01/2024]. Disponible sur: <https://www.suezwaterhandbook.fr/eau-et-generalites/corrosion-des-metaux-et-betons/morphologie-des-corrosions/corrosionmicrobiologique>
- (20) Caractéristiques technique du Titane [Internet]. [01/2024]. Disponible sur: <https://www.titane-services.eu/Caracteristiques-technique-du-Titane>
- (21) Panagiotopoulou VC, Hothi HS, Anwar HA, Molloy S, Noordeen H, Rezajooi K, et al. Assessment of corrosion in retrieved spine implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2018
- (22) Dorn U, Neumann D, Frank M. Corrosion Behavior of Tantalum-Coated Cobalt–Chromium Modular Necks Compared to Titanium Modular Necks in a Simulator Test. *The Journal of Arthroplasty*. 2014
- (23) Zhang Y, Zheng Y, Li Y, Wang L, Bai Y, Zhao Q, et al. Tantalum Nitride-Decorated Titanium with Enhanced Resistance to Microbiologically Induced Corrosion and Mechanical Property for Dental Application. *PLoS One*. 2015
- (24) Sherif ESM, Bahri YA, Alharbi HF, Ijaz MF, Alnaser IA. Influence of Tantalum Addition on the Corrosion Passivation of Titanium-Zirconium Alloy in Simulated Body Fluid. *Materials (Basel)*. 2022
- (25) Kim, H. J., Lee, O.-S., Lee, S. H. & Lee, Y. S. Comparative Analysis between Cone and Sleeve in Managing Severe Bone Defect during Revision Total Knee Arthroplasty: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Knee* 2018
- (26) Gibon, E. et al. Surgical Management of Tibial Bone Loss in Revision Total Knee Arthroplasty: Clinical Outcomes and Radiographic Analysis of Tantalum Cones, Titanium Cones and Titanium Sleeves. *Iowa Orthop* 2022
- (27) Yoon, C. et al. Medial Tibial Periprosthetic Bone Resorption and Its Effect on Clinical Outcomes After Total Knee Arthroplasty: Cobalt-Chromium vs Titanium Implants. *J. Arthroplasty* 2018
- (28) Awwad, G. E. H., Ahedi, H., Angadi, D., Kandhari, V. & Coolican, M. R. J. A prospective randomised controlled trial of cemented and uncemented tibial baseplates: functional and radiological outcomes. *Arch Orthop Trauma Surg* 143, 5891–5899 (2023).
- (29) Sultan, A. A. et al. Cementless 3D Printed Highly Porous Titanium-Coated Baseplate Total Knee Arthroplasty: Survivorship and Outcomes Clinical outcome of titanium versus tantalum in total knee arthroplasty: a systematic review Academic year 2023/2024 7/7 at 2-Year Minimum Follow-Up. *J Knee Surg* 33, 279–283 (2020).
- (30) Hu, B., Chen, Y., Zhu, H., Wu, H. & Yan, S. Cementless Porous Tantalum Monoblock Tibia vs Cemented Modular Tibia in Primary Total Knee Arthroplasty: A Meta-Analysis. *J Arthroplasty* 32, 666–674 (2017).
- (31) Helvie, P. F., Deckard, E. R. & Meneghini, R. M. Cementless Total Knee Arthroplasty Over the Past Decade: Excellent Survivorship in Contemporary Designs. *J Arthroplasty* 38, S145–S150 (2023)

- (32) Kwong, L. M. et al. Cementless total knee replacement fixation: a contemporary durable solution--affirms. *Bone Joint J* 96-B, 87–92 (2014).
- (33) Tarazi, J. M. et al. Cementless Tritanium Baseplate Total Knee Arthroplasty: Survivorship and Outcomes at 5-Year Minimum Follow-Up. *J Knee Surg* 33, 862–865 (2020).
- (34) Abdelaziz, H., Jaramillo, R., Gehrke, T., Ohlmeier, M. & Citak, M. Clinical Survivorship of Aseptic Revision Total Knee Arthroplasty Using Hinged Knees and Tantalum Cones at Minimum 10-Year Follow-Up. *J Arthroplasty* 34, 3018–3022 (2019).
- (35) Eder-Halbedl, M., Fink, A., Pietsch, M., Djahani, O. & Hofmann, S. Excellent mid- to long-term survival of tantalum metal cones in a case series of revision knee arthroplasty with severe bony defects. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2023) doi:10.1007/s00167-023-07593-8.
- (36) Tetreault, M. W., Perry, K. I., Pagnano, M. W., Hanssen, A. D. & Abdel, M. P. Excellent two-year survivorship of 3D-printed metaphyseal cones in revision total knee arthroplasty. *Bone Joint J* 102-B, 107–115 (2020).
- (37) Thorsell, M., Hedström, M., Wick, M. C. & Weiss, R. J. Good clinical and radiographic outcome of cementless metal metaphyseal sleeves in total knee arthroplasty: Retrospective study of 31 patients with minimum 5-year follow-up. *Acta Orthop.* 89, 84–88 (2018).
- (38) Kim, J.-K. et al. Is a Titanium Implant for Total Knee Arthroplasty Better? A Randomized Controlled Study. *J Arthroplasty* 36, 1302–1309 (2021).
- (39) Gerscovich, D., Schwing, C. & Unger, A. Long-term results of a porous tantalum monoblock tibia component: clinical and radiographic results at follow-up of 10 years. *Arthroplast Today* 3, 192–196 (2017).
- (40) DeFrancesco, C. J., Canseco, J. A., Nelson, C. L., Israelite, C. L. & Kamath, A. F. Uncemented Tantalum Monoblock Tibial Fixation for Total Knee Arthroplasty in Patients Less Than 60 Years of Age: Mean 10-Year Follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 100, 865–870 (2018).
- (41) Niemeläinen, M., Skyttä, E. T., Remes, V., Mäkelä, K. & Eskelinen, A. Total knee arthroplasty with an uncemented trabecular metal tibial component: a registry-based analysis. *J Arthroplasty* 29, 57–60 (2014).
- (42) De Martino, I., D'Apolito, R., Sculco, P. K., Poultsides, L. A. & Gasparini, G. Total Knee Arthroplasty Using Cementless Porous Tantalum Monoblock Tibial Component: A Minimum 10-Year Follow-Up. *J Arthroplasty* 31, 2193–2198 (2016).
- (43) Villanueva-Martínez, M., De la Torre-Escudero, B., Rojo-Manaute, J. M., Ríos-Luna, A. & Chana-Rodríguez, F. Tantalum cones in revision total knee arthroplasty. A promising short-term result with 29 cones in 21 patients. *J. Arthroplasty* 28, 988–993 (2013).
- (44) De Martino, I. et al. Tantalum Cones for Severe Bone Defects in Revision Knee Arthroplasty: A Minimum 10-Year Follow-Up. *J Arthroplasty* 38, 886–892 (2023).

- (45) Rao, B. M., Kamal, T. T., Vafaye, J. & Moss, M. Tantalum cones for major osteolysis in revision knee replacement. *Bone Jt. J.* 95 B, 1069–1074 (2013).
- (46) Shichman, I. et al. Novel metaphyseal porous titanium cones allow favorable outcomes in revision total knee arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 143, 1537–1547 (2023).
- (47) Shichman, I. et al. Multicenter retrospective cohort analysis of mid term outcomes of a novel metaphyseal porous titanium cone in revision total knee arthroplasty. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma* 102282 (2023)
- (48) Rajgopal, A., Kumar, S. & Aggarwal, K. Midterm Outcomes of Tantalum Metal Cones for Severe Bone Loss in Complex Primary and Revision Total Knee Arthroplasty. *Arthroplast Today* 7, 76–83 (2021).
- (49) Denehy, K. M. et al. Metaphyseal Fixation Using Highly Porous Cones in Revision Total Knee Arthroplasty: Minimum Two Year Follow Up Study. *J Arthroplasty* 34, 2439–2443 (2019).
- (50) Panda, I., Wakde, O., Singh, H. & Rajgopal, A. Management of large bone defects around the knee using porous tantalum trabecular metal cones during complex primary and revision total knee arthroplasty. *Semin. Arthroplasty JSES* 29, 265–271 (2018).
- (51) Haute autorité de santé Niveau de preuve et gradation des recommandations de bonne pratique. April 2013 [https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2013-06/etat\\_des\\_lieux\\_niveau\\_preuve\\_gradation.pdf](https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2013-06/etat_des_lieux_niveau_preuve_gradation.pdf)
- (52) Dr Emmanuel SIMIAN les différents types de PTG 2018 <https://www.dr-simian.fr/2018/03/07/les-differents-types-de-ptg/>
- (53) Haute autorité de santé : Liste des échelles acceptées pour mesurer la douleur (2022) [https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2022-01/liste\\_echelles\\_acceptees\\_2022.pdf](https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2022-01/liste_echelles_acceptees_2022.pdf)
- (54) Mathieu le Stum, A. Clavé, M. Le Goff Pronost, E. Stindel Epidémiologie des prothèses articulaires de genou : analyse des tendances entre 2009 et 2019 et projection à 2050 *Revue d'Épidémiologie et de Santé Publique* Volume 70, Supplement 2, May 2022, Page S114 <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S039876202200219X?via%3Dihub>
- (55) R.G.H.H. Nelissen Registres d'implants : une décision fondée sur des preuves pour le choix des implants et l'amélioration des résultats de nos patients Quand et comment reprendre une prothèse de genou? © 2023 Elsevier Masson SAS <https://www.elsevier-masson.fr/media/wysiwyg/PDF/FR/9782294779879.pdf>
- (56) Denis Hutten, Gilles-Jean-Marie Pasquier Quand et comment reprendre une prothèse de genou ? Editeur : Elsevier Masson | Date de publication : 11/2023 | Nombre de pages : 384
- (57) Matériaux utilisés pour l'ostéosynthèse, le site du poignet <https://www.sitedupoignet.com/nouveaux-materiels/de-quoi-sont-faits-plaques-vis-et->

[broches/#:~:text=En%20traumatologie%20osseuse%2C%20diff%C3%A9rents%20alliages,des%20propri%C3%A9t%C3%A9s%20m%C3%A9caniques%20plus%20%C3%A9lev%C3%A9es.&text=Ces%20deux%20mat%C3%A9riaux%20sont%20utilis%C3%A9s%20couramment%20pour%20les%20implants%20d'ost%C3%A9osynth%C3%A8se.](#)

- (58) Elia Marin Alex Lanzutti Biomedical Applications of Titanium Alloys: A Comprehensive Review ScilitPreprints.orgGoogle Scholar Submission received: 24 November 2023 / Revised: 15 December 2023 / Accepted: 21 December 2023 / Published: 25 December 2023  
<https://www.mdpi.com/1996-1944/17/1/114>
- (59) Emmanuel Bertrand. Elaboration et caractérisation d'alliages biocompatibles Ti-Ta-Nb présentant des propriétés superélastiques et à mémoire de forme. Matériaux. INSA de Rennes, 2011. Français. ffNNT : ff. fftel-00992728
- (60) Jasty M, Bragdon CR, Haire T, et al Comparison of bone ingrowth into cobalt chrome and titanium fibre mesh porous coated cementless canine acetabular components. J Biomed Mater Res 27:639, 1993
- (61) Jasty M, Harris WH: Observations on factors controlling bony ingrowth into weight bearing, porous, canine total hip replacements, p. 175. In Fitzgerald R (ed): Non-cemented total hip arthroplasty. Raven Press, New York, 1988
- (62) le traitement médical de l'arthrose du genou, Ameli (2023)  
<https://www.ameli.fr/assure/sante/themes/arthrose-genou/traitement-medical-chirurgical>
- (63) Arun Mullaji Les 18es journées lyonnaises de chirurgie du genou : la reprise de prothèse totale de genou (2018)  
<https://lyon-knee-congress.com/media/images/presse/JDG-2018.pdf>
- (64) A Sandiford 1, Peter Misur 2, Donald S Garbuz 2, Nelson V Greidanus 2, Bassam A Masri 2 Aucune différence entre les cônes trabéculaires métalliques et les allogreffes de tête fémorale lors d'une révision de PTG : suivi minimum de 5 ans Nemandra
- (65) Yanni Zhang et al La contribution de la taille des pores et de la porosité des échafaudages en titane poreux imprimés en 3D à l'ostéogénèse
- (66) Changqi Luo Influence de la taille des pores de l'échafaudage en tantale poreux sur l'ostéogénèse et l'ostéointégration : une étude approfondie basée sur la technologie d'impression 3D
- (67) Franck H. Netter, MD Atlas d'anatomie humaine Atlas Netter d'anatomie humaine 8 édition Editeur : Elsevier Masson | Date de publication : 07/2023 | Nombre de pages : 684
- (68) Baptiste Charbonnier. Développement de procédés de mise en forme et de caractérisation pour l'élaboration de biocéramiques en apatites phosphocalciques carbonatées.. Autre. Université de Lyon, 2016. Français. (NNT : 2016LYSEM031). (tel-01665170)
- (69) illustration de l'hôpital privé de Saint-Martin
- (70) illustration de l'hôpital privé d'Antony clinique Blomet

- (71) Qu'est ce qu'une prothèse totale de genou ?  
<https://www.genouhanche.fr/fr/genou/arthrose/qu-est-ce-qu-une-prothese-totale-de-genou.html>
- (72) guide de implantcast : « EPORE metaphyseal components for GenuX MK »
- (73) Bacterial Adherence to Tantalum Versus Commonly Used Orthopedic Metallic Implant Materials Schildhauer, Thomas A. MD; Robie, Bruce PhD; Muhr, Gert MD; Köller, Manfred PhD Journal of Orthopaedic Trauma 20(7):p 476-484, August 2006. “
- (74) T A Schildhauer 1, E Peter, G Muhr, M Köller Activation of human leukocytes on tantalum trabecular metal in comparison to commonly used orthopedic metal implant materials J Biomed Mater Res A. 2009 Feb;88(2):332-41.
- (75) Héloïse Fabre. Contributions des propriétés physico-chimiques de surfaces de titane sur l'adhérence de microorganismes : application aux chambres implantables. Physique [physics]. Le Mans Université,2017. Français. ffNNT : 2017LEMA1023ff. fftel-01794576f disponible sur :  
<https://theses.hal.science/tel-01794576/document>
- (76) C. Díaz, M. Cortizo, P. Schilardi, S.G.G.d. Saravia, M.A.F.L.d. Mele, Influence of the nano-micro structure of the surface on bacterial adhesion Materials Research, 10 (2007).
- (77) D. Siegismund, A. Undisz, S. Germerodt, S. Schuster, M. Rettenmayr, Quantification of the interaction between biomaterial surfaces and bacteria by 3-D modeling, Acta Biomater, 10 (2014)
- (78) F.R. Marciano, D.A. Lima-Oliveira, N.S. Da-Silva, A.V. Diniz, E.J. Corat, V.J. Trava-Airoldi, Antibacterial activity of DLC films containing TiO2 nanoparticles, J Colloid Interf Sci, 340 (2009)
- (79) F.R. Marciano, L.F. Bonetti, J.F. Mangolin, N.S. Da-Silva, E.J. Corat, V.J. Trava-Airoldi, Investigation into the antibacterial property and bacterial adhesion of diamond-like carbon films, Vacuum, 85 (2011).
- (80) L. Caillier, E.T. de Givenchy, R. Levy, Y. Vandenberghe, S. Geribaldi, F. Guittard, Synthesis and antimicrobial properties of polymerizable quaternary ammoniums, Eur J Med Chem, 44 (2009)
- (81) Peter M Bonutti, Robert Pivec, Kimona Issa, Bhaveen H Kapadia, Samik Banerjee, Steven F Harwin, Michael A Mont, Thomas W Bauer Delamination of tantalum porous coating from a TKA due to regional dissemination of debris Orthopedics 2013 Aug;36(8):600-4.
- (82) George C Babis 1, Nikolaos A Stavropoulos, Gregory Sasalos, Maria Ochskenkuehn-Petropoulou, Panagiotis Megas Metallosis and elevated serum levels of tantalum following failed revision hip arthroplasty--a case report Acta Orthop 2014 Dec;85(6):677-80. Epub 2014 Aug 20.
- (83) Ismail Sahan, Konstantinos Anagnostakos Metallosis after knee replacement: a review 2020 Nov;140(11):1791-1808. Epub 2020 Jul 26.

## Résumé

Face à l'augmentation conséquente du nombre de prothèses de genou posées chaque année et par conséquent le nombre croissant de reprises qui en découle la question se pose de savoir quel serait le matériau idéal qui pourrait composer les augments comblant le déficit osseux.

Pour se faire les composés tantale et titane poreux ont été étudiés afin de savoir si l'un avait une supériorité d'utilisation par rapport à l'autre. Le composé titane est un métal très utilisé en orthopédie et bien connu pour ses propriétés bio-compatibles et sa résistance. Le tantale quant à lui est encore peu utilisé mais donne des résultats prometteurs.

Les deux métaux ont alors été étudiés sur les aspects suivants: leurs propriétés chimiques, avec la corrosion, leurs propriétés mécaniques avec le module d'élasticité, la résistance ultime, la porosité, la biocompatibilité, l'ostéo-intégration, l'adhérence bactérienne, le risque de métallose et les études cliniques.

On observe alors que le tantale et le titane ont tous deux des avantages par rapport à l'autre selon le critère évalué, néanmoins aucun des deux matériaux ne semble apporter une efficacité d'utilisation supérieure. Le choix de l'utilisation se fera alors à l'appréciation du médecin en fonction des besoins du patient et en fonction des coûts ce qui concède un net avantage au titane qui est beaucoup moins cher que le tantale.

**Mots clés** : titane, tantale, prothèse totale de genou, augment, corrosion, module élastique, résistance ultime, porosité, biocompatibilité, ostéo-intégration, adhérence bactérienne, métallose, étude clinique.



## SERMENT DE GALIEN

En présence des Maîtres de la Faculté, je fais le serment :

De honorer ceux qui m'ont instruit(e) dans les préceptes de mon art et de leur témoigner ma reconnaissance en restant fidèle aux principes qui m'ont été enseignés et d'actualiser mes connaissances,

De exercer, dans l'intérêt de la santé publique, ma profession avec conscience et de respecter non seulement la législation en vigueur, mais aussi les règles de Déontologie, de l'honneur, de la probité et du désintéressement,

De ne jamais oublier ma responsabilité et mes devoirs envers la personne humaine et sa dignité,

De ne dévoiler à personne les secrets qui m'auraient été confiés ou dont j'aurais eu connaissance dans l'exercice de ma profession,

De faire preuve de loyauté et de solidarité envers mes collègues pharmaciens,

De coopérer avec les autres professionnels de santé.

En aucun cas, je ne consentirai à utiliser mes connaissances et mon état pour corrompre les mœurs et favoriser des actes criminels.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses. Que je sois couvert(e) d'opprobre et méprisé(e) de mes confrères si j'y manque.

Signature de l'étudiant

Nom :

Prénom :

du Président du jury

Nom :

Prénom :

## Résumé

Face à l'augmentation conséquente du nombre de prothèses de genou posées chaque année et par conséquent le nombre croissant de reprises qui en découle la question se pose de savoir quel serait le matériau idéal qui pourrait composer les augmentés comblant le déficit osseux.

Pour se faire les composés tantale et titane poreux ont été étudiés afin de savoir si l'un avait une supériorité d'utilisation par rapport à l'autre. Le composé titane est un métal très utilisé en orthopédie et bien connu pour ses propriétés bio-compatibles et sa résistance. Le tantale quant à lui est encore peu utilisé mais donne des résultats prometteurs.

Les deux métaux ont alors été étudiés sur les aspects suivants: leurs propriétés chimiques, avec la corrosion, leurs propriétés mécaniques avec le module d'élasticité, la résistance ultime, la porosité, la biocompatibilité, l'ostéo-intégration, l'adhérence bactérienne, le risque de métallose et les études cliniques.

On observe alors que le tantale et le titane ont tous deux des avantages par rapport à l'autre selon le critère évalué, néanmoins aucun des deux matériaux ne semble apporter une efficacité d'utilisation supérieure. Le choix de l'utilisation se fera alors à l'appréciation du médecin en fonction des besoins du patient et en fonction des coûts ce qui concède un net avantage au titane qui est beaucoup moins cher que le tantale.

**Mots clés** : titane, tantale, prothèse totale de genou, augment, corrosion, module élastique, résistance ultime, porosité, biocompatibilité, ostéo-intégration, adhérence bactérienne, métallose, étude clinique.