

ANCRAGE OSSEUX ET ÉTAT DE SURFACE DES IMPLANTS VALIDITÉ DES TESTS D'EXTRACTION

J. DELECRIN², G. DACULSI¹, N. PASSUTI², F. GOUIN¹,
S. SZMUCKLER-MONCLER¹, F. FECHOZ¹

La morphologie et la composition de la surface de l'implant conditionnent la résistance mécanique de l'interface os-implant. La grande diversité de revêtements et de surface proposés pour le matériel prothétique justifie l'évaluation comparative et pré-clinique des différents matériaux. Cet article expose les résultats, la validité et les limites des tests d'extraction.

Keywords : coating ; push-out test ; experimental ; prosthesis.

Mots-clés : revêtement ; test d'extraction ; expérimental ; prothèse.

INTRODUCTION

La qualité mécanique de l'interface os-implant est un paramètre essentiel pour le succès à long terme de la fixation des implants sans ciment. Elle est conditionnée par l'état de surface de l'implant. La grande diversité des revêtements actuellement proposés pour le matériel orthopédique justifie, préalablement aux essais cliniques, l'évaluation comparative de ces matériaux chez l'animal. De nombreuses études ont pour but de mesurer la résistance mécanique de l'interface os-implant au moyen de tests d'extraction appliqués sur des cylindres implantés en site osseux chez l'animal. Après repousse osseuse, la force nécessaire à extraire le cylindre de sa logette osseuse est divisée par la surface de contact os-implant. Cette contrainte moyenne en cisaillement, ainsi obtenue, est dite résistance en cisaillement de l'interface. Cette résistance à l'extraction dépend du type de revê-

tement de l'implant mais aussi du modèle animal choisi et des conditions mécaniques d'extraction.

Nous rapportons ici, sur la base d'une revue de la littérature et de travaux personnels, les paramètres qui influencent la mesure ainsi que les résultats obtenus dans le cadre d'études comparatives. La validité et les limites des tests d'extraction sont abordées en assimilant le bloc os-implant à un matériau composite complexe comprenant deux interfaces, l'une entre l'os et le revêtement, l'autre entre le revêtement et l'implant. Enfin, le test d'extraction n'équivaut pas à un test de biofonctionnalité et les résultats s'y rapportant ne sont pas directement transposables à la clinique humaine.

FACTEURS CONDITIONNANT LA MESURE

I. L'état de surface

Les implants peuvent être classés selon leur mode de fixation à l'os (7) ; les différents modes correspondent chacun à un type d'ancrage et peuvent être cumulés par un même revêtement.

¹ Clinique Chirurgicale Orthopédique, Nantes (France).

² Laboratoire de recherche sur les tissus calcifiés et les biomatériaux, Nantes, France.

Correspondance et tirés à part : J. Delecrin, Clinique Chirurgicale Orthopédique, Hôpital Saint Jacques, BP 1005, 44035 Nantes, France.

On distingue :

— *Le macro-ancrage*. Dans ce type d'ancrage, la fixation mécanique entre l'os et le revêtement de l'implant est due aux «macro-irrégularités» que forment, par exemple, les rails, les rainures, les trous, les pas de vis, les macro-pores etc... Les dimensions de ces irrégularités de surface vont de 100 μ à quelques mm (100 μ étant le diamètre de pore minimal pour la repousse osseuse).

— *Le micro-ancrage*. Dans ce cas, l'adhérence os-revêtement provient des «micro-irrégularités» dont les dimensions sont de l'ordre de quelques μ . Le sablage, les revêtements obtenus par plasma-spray, les micro-rayures, les bombardements ioniques etc... créent de telles irrégularités.

— *L'ancrage bioactif* — Les mécanismes de fixation entre l'os et le matériau sont physico-chimiques et s'établissent au niveau ultra-structural.

Cette classification biomécanique permet l'interprétation comparative des résultats selon le mode effectif d'ancrage des implants.

II. Le modèle animal

Le site d'implantation conditionne à la fois la réponse osseuse mais aussi les modalités de mise en œuvre du test d'extraction. À la diversité des sites d'implantation s'ajoutent les grandes variations de potentiel de réparation tissulaire d'une espèce animale à l'autre. Enfin, au sein d'une même espèce, les différences de lignée, de poids et d'activité physique peuvent aussi interférer sur le résultat. Les différents modèles peuvent être regroupés selon quatre types de site d'implantation :

— *Le modèle transcortical*. Il correspond à l'implantation transversale et diaphysaire de cylindres. L'implant ne subit pas directement la charge. La possibilité de macro-mouvements n'existe pas à l'interface os-revêtement. Cette situation particulière, avec «absence» de contraintes et adéquation os-implant aisée, permet une bonne reproductibilité des conditions d'expérimentation. Ce modèle permet de plus l'implantation de plusieurs cylindres par fémur. Il faut différencier au sein du modèle transcortical, l'implant 1) *uni-*

cortical (8, 15, 23, 27, 44) en situation exclusivement corticale (après section et ablation de la zone spongieuse) ou en situation corticale et spongieuse ; 2) *bicortical* en situation corticale et spongieuse (7, 18) ou en situation seulement corticale après hémisection et exclusion de la partie intra-médullaire (11, 12, 13, 36, 41, 42, 43).

— *Le modèle transmétaphysaire*. Le cylindre est implanté transversalement, généralement au niveau de la métaphyse distale du fémur. Le nombre d'implants par animal est plus limité que pour le modèle transcortical. Sa particularité est d'être en situation essentiellement spongieuse et ainsi de mieux s'assimiler à certaines situations retrouvées en clinique humaine.

— *Le modèle intra-médullaire*. L'implantation des cylindres se fait le plus souvent dans le canal médullaire de l'extrémité proximale du fémur du chien (10, 21, 30, 37), et parfois dans celle du lapin (9, 34). Ce site correspond certes à la zone d'implantation des prothèses fémorales mais ne permet pas de transmettre la charge à l'implant. Les conditions techniques d'implantation et d'extraction sont plus difficilement reproductibles que pour les modèles transcorticaux.

— *Les modèles avec implants soumis à la charge*. L'implant peut, par exemple, correspondre à une *prothèse fémorale*. Le nombre limité d'implants et les grandes variations d'un implant à l'autre (3) font que ce modèle est peu utilisé pour les tests mécaniques (29). Une autre possibilité est la mise en place d'implants en situation *transcartilagineuse*. Ils sont ainsi soumis à la charge et à la fonction articulaire. La possibilité de tester plusieurs implants sur un animal, le nombre de variables plus limité que pour la prothèse fémorale permettent de réaliser des études mécaniques comparatives (39, 40).

Le modèle transcortical-unicortical (séparé de son os spongieux) apparaît comme la méthode de choix du fait de la bonne reproductibilité des conditions d'expérimentation. Le chien, de part sa taille, sa physiologie et le grand nombre de références s'y reportant, est l'animal de choix.

III. Le test mécanique

Les conditions d'extraction de l'implant de sa logette osseuse influent sur la valeur mesurée.

Trois paramètres se révèlent déterminants dans le cadre d'études comparatives.

— *L'alignement du cylindre sur l'axe de mise en charge.* Cook (12), après hémisection de ses implants bicorticaux, fraise l'endocorticale pour obtenir une surface corticale strictement perpendiculaire à l'axe du cylindre. Cette surface plane guide le positionnement de la cellule de charge. Dallant (15) réalise une section de l'os et de l'implant (modèle unicortical) à la jonction de l'endocorticale et du canal médullaire afin d'obtenir aussi une surface plane et perpendiculaire à l'axe du cylindre. Pour notre part (16), nous avons utilisé des cylindres percés selon leur axe longitudinal. L'alignement se fait par l'intermédiaire d'une tige introduite dans l'axe creux du cylindre et dans la cellule de charge.

— *La contention du bloc os-implant.* Les contraintes subies par l'interface os-revêtement lors de l'extraction ne sont pas seulement des contraintes en cisaillement. Harrigan (24) montre sur une modélisation par éléments finis du push-out test que les contraintes se font principalement en traction. Il démontre aussi l'influence, lors de l'extraction, de la rigidité du système de maintien du bloc os-implant sur les contraintes à l'interface os-revêtement.

— *La mesure de la surface de contact os-revêtement.* La «résistance en cisaillement» ou «contrainte limite» correspond à la charge nécessaire à la rupture divisée par la surface de contact entre l'os et l'implant. Le problème du calcul de cette surface ($S = \pi \times d \times h$; avec S = surface, d = diamètre de l'implant et h = hauteur de l'implant en contact avec l'os) réside dans la difficulté à mesurer la hauteur de l'implant en contact avec l'os. Les méthodes pour déterminer h sont diverses : 1) *h nominal*, correspond à la hauteur totale de l'implant avant implantation ; la valeur nominale est utilisée pour le modèle intra-médullaire et transcortical bicortical, avec pour ce dernier l'inconvénient de ne pas différencier (et donc de cumuler) les zones corticales des zones spongieuses. 2) *h radiologique*, correspond à l'épaisseur de la corticale par projection dans un plan ; il est utilisable pour le modèle unicortical, mais la détermination précise de la limite entre os spongieux

et os cortical est aléatoire. 3) *h macroscopique*, est déterminé par la mesure directe, avant ou après extraction, de la zone de contact au sein des blocs os-implants. Cette méthode n'est applicable qu'aux modèles unicorticaux et bicorticaux libérés de leurs zones spongieuses. 4) *h standard* est basé sur l'épaisseur moyenne de la corticale pour un site et un animal donnés.

Cette différence d'appréciation de la surface de contact entre l'os et le revêtement nous semblent être à l'origine de la dispersion des résultats selon les auteurs pour un même modèle animal et pour un revêtement aux caractéristiques de surface comparables.

RÉSULTATS

I. Macro-ancrage sans revêtement bioactif

Le tableau I ne fait référence qu'au seul modèle canin d'implants transcorticaux en situation unicorticale afin de limiter le nombre de variables. L'étude comparative d'Anderson (1) met en évidence que, pour deux matériaux de composition différente mais de porosité identique, la différence de résistance à l'extraction est faible. Boby (5), en comparant deux matériaux de composition identique mais de porosité très différente, trouve des résistances beaucoup plus élevées pour la surface la plus poreuse. L'ensemble de ces travaux (1, 5, 7, 8, 14) s'accordent à démontrer l'influence prépondérante de la rugosité. Les valeurs pour le modèle canin sélectionné dans le tableau I varient de 9 MPa à 27 MPa avec une valeur moyenne de l'ordre de 18 MPa (fig. 1).

II. Macro-ancrage avec et sans revêtement bioactif

Le tableau II résume différentes études comparant des revêtements d'une porosité donnée avec et sans revêtement bioactif. L'analyse des travaux de Ducheyne (18), Oonishi (31-33) et Thomas (42) révèle que le revêtement bioactif majore la résistance à l'extraction les premières semaines, aboutissant à un ancrage plus précoce (fig. 2). Mais, aux délais d'implantation les plus tardifs de cha-

cune de ces expérimentations, il n'existe pas de différences significatives entre les implants avec revêtement bioactif et ceux sans revêtement, quel que soit le modèle et quelle que soit l'épaisseur du revêtement.

Soballe (38) montre aussi que, pour un même dessin d'implant, le revêtement bioactif n'augmente

pas de manière significative la résistance à l'extraction, si les conditions d'implantation ont permis un blocage initial. Il démontre, par contre, que l'apport du revêtement bioactif lors des premières semaines est d'autant plus prononcé qu'il existait un espace entre l'os et l'implant lors de l'implantation.

Tableau I. — Le «macro-ancrage» sans revêtement bioactif

Matériaux	Surface	Diamètre des pores (µm)	Surface porosité (%)	MPa	Délai d'implantation (mois)	Référence
CR-Co-Mo	poreuse microbillée	20-50	30-35	8,6 ± 0,7	3	5
		400-800	30-35	17,1 ± 1,5	3	
Cr-Co	poreuse-granuleuse	20-100	35	13,1	3	8
Ti	poreuse-granuleuse	50-400	50-60	21,9 ± 4,6	6	1
Ti	poreuse-granuleuse + revêtement carbone	50-400	50-60	27,1 ± 4,8	6	
Ti	poreuse-granuleuse	125	/	16,7 ± 0,4	1	7
Polyéthylène	poreuse-granuleuse	250	/	16,5 ± 2,7	4	
Cr-Co-Mo	poreuse-granuleuse	155-350	/	21	3	14

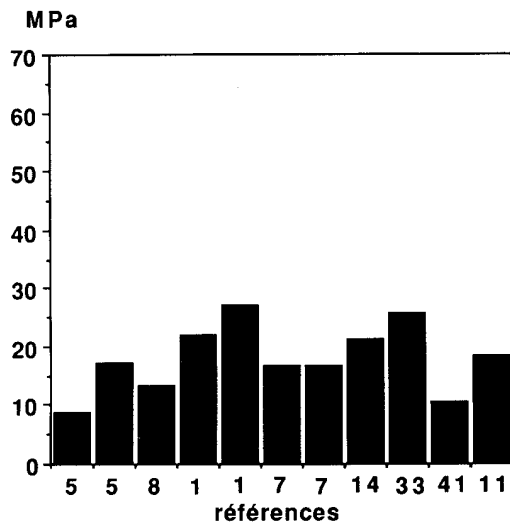


Fig. 1. — Résistances à l'extraction, obtenues par «macro-ancrage» sans revêtement bioactif, sur le même modèle canin (implants unicorticaux).

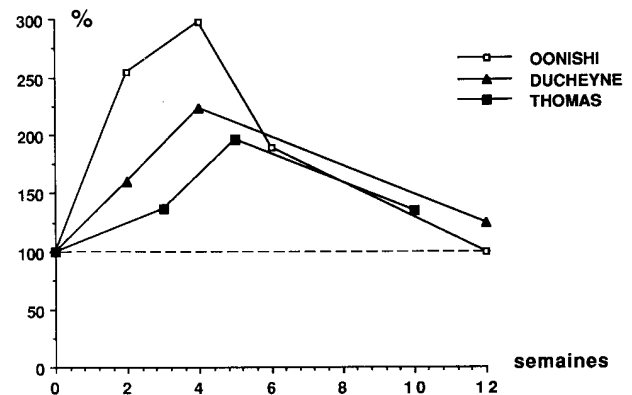


Fig. 2. — Résistances à l'extraction, obtenues par «macro-ancrage» avec et sans revêtement bioactif ; études comparatives de revêtements d'une porosité donnée avec et sans revêtement bioactif. (rapport en % = avec revêtement bioactif/sans revêtement bioactif, pour le même état de surface). Le revêtement bioactif majore la résistance à l'extraction seulement les premières semaines. Aux délais d'implantation les plus tardifs, il n'existe pas de différences significatives.

Tableau II. — Le «macro-ancrage» avec et sans revêtement bioactif

Matériaux	Surface	Revêtement	Site/animal	Test	MPa	Délai	Référence
Ti	poreuse/diamètre pores 150-250 µm microbilles/diamètre 300-400 µm	HA 10-20 µm	Transcortical/ unicortical tibia/chèvre	push-out	avec HA : 25,4 sans HA : 25,5	12 s. 12 s.	31 33
Ti	rainures circonférentielles/750 µm de profondeur	HA 75 µm	Transcortical/ unicortical fémur/chien	push-out	avec HA : 14,17 ± 4,87 sans HA : 10,53 ± 3,29	10 s. 10 s.	42
Ti	poreuse fibres de titane	HA	Intramédullaire humérus/chien	pull-out	avec HA : 2,61 ± 0,19 sans HA : 2,57 ± 0,21	6 s. 6 s.	21
Ti	poreuse/diamètre pores 200-1000	HA 150-200 µm	Transépiphysaire fémur/chien	push-out	avec HA : 6,57 ± 0,4 sans HA : 7,04 ± 0,7	4 s. 4 s.	38
Métal	poreuse fibres de métal	HA 20 µm	Transépiphysaire fémur/chien	push-out	avec HHA : 6,6 sans HA : 5,25	12 s. 12 s.	18
Ti	poreuse/diamètre pores 50-450 volume des pores 55%	HA 75 µm	Transcortical/ unicortical fémur/chien	push-out	avec HA : 17,92 ± 5,46 sans HA : 18,15 ± 4,58	12 s. 12 s.	11

III. Micro-ancrage sans revêtement bioactif

Les valeurs réunies au tableau III permettent de constater que la résistance à l'extraction est fonc-

tion de l'état de surface et non de la composition de l'implant. Ces résistances sont très inférieures à celles mesurées dans le cadre du macro-ancrage puisqu'elles varient seulement de 1 à 4 MPa.

Tableau III. — Le «micro-ancrage» sans revêtement bioactif

Matériaux	État de surface	Rugosité de surface (µm)	MPa d'implant	Délai	Référence
PMMA	polissage fin	5	4,07 ± 1,27	8 mois	THOMAS A.K. (40) Modèle transcortical fémur de chien push-out
	polissage fin + C*	6	2,07 ± 0,88	8 mois	
Carbone	poli	7	2,26 ± 0,58	8 mois	
	polissage fin	13	1,34 ± 0,37	8 mois	
Ti	polissage fin	12	2,00 ± 0,84	8 mois	
Ti	polissage fin + C*	4	1,67 ± 1,52	8 mois	
Ti	sablage	15	2,85 ± 1,35	8 mois	
Ti	sablage + C*	15	2,47 ± 0,43	8 mois	
Al2 O3	polifin	65	2,48 ± 1,30	8 mois	
Al2 O3	poli/fin + C*	80	2,65 ± 1,21	8 mois	
Al2 O3	sablage	85	2,92 ± 0,76	8 mois	
Al2 O3	sablage + C*	85	2,74 ± 0,90	8 mois	
Ti	sablage grossier	3	2,45 ± 0,77	6 semaines	DELECRIN J. (17) Modèle transcortical fémur et tibia de lapins push-out
Ti	sablage fin	1	0,79 ± 0,71	6 semaines	

* revêtement de carbone d'une épaisseur < 0,5 µ, n'altérant pas l'état de surface.

IV. Micro-ancrage avec et sans revêtement bioactif

Les études comparatives du tableau IV font ressortir 1) que l'adjonction d'un revêtement bioactif augmente la résistance à l'extraction ; 2) que cette augmentation est variable d'une étude à l'autre et qu'elle dépend principalement de l'état de surface de l'implant sans revêtement bioactif ; 3) que, malgré l'augmentation des valeurs de résistance, celles-ci demeurent très inférieures à

celles obtenues avec le macro-ancrage ; 4) et que, sur un groupe homogène limité au modèle unicortical canin (fig. 3), les valeurs avec revêtement bioactif varient globalement de 6 à 10 MPa. Enfin, les travaux de Geesink (23) et Klein (27), en rapportant des valeurs très supérieures à 10 MPa (fig. 3) et, de plus, supérieures à celles obtenues avec le macro-ancrage, illustrent la disparité et donc la relativité des valeurs obtenues à l'aide des tests d'extraction.

Tableau IV. — Le micro-ancrage avec et sans revêtement bioactif

Matériaux	Revêtement	Animal		MPa/délai d'implantation				Référence
Ti	HA 50 μ	Transcortical/ unicortical fémur/chien	avec HA sans HA	6 s. 49,1 \pm 2,3 < 0,6	12 s. 54,8 \pm 2,6 < 0,6	24 s. 63,9 \pm 1,7 < 0,6	1 an 61,2 \pm 2,4 < 0,6	23
Ti	HA 50 μ fémur/chien	Transcortical/ unicortical sans HA	avec HA 1,44 \pm 1	3 s. 3,99 \pm 2,06 0,93 \pm 0,57	5 s. 6,96 \pm 3,22 1,54 \pm 1,18	6 s. 7,00 \pm 2,31 0,98 \pm 0,73	10 s. 7,27 \pm 2,08	12 13
Ti	HA	Transcortical/ bicortical fémur/chien	avec HA sans HA	8 s. 3,46 0,58				19
Ti	HA 60 μ HA + TCP 60 μ	Transcortical/ bicortical fémur lapin	avec HA avec HA + TCP sans revêt.	3 s. 2,76 \pm 1,91 3,21 \pm 2,22 2,14 \pm 1,12	6 s. 3,02 \pm 1,21 3,20 \pm 1,64 2,48 \pm 0,49			16
Ti	HA	Transcortical/ unicortical	avec HA sans HA	2 s. 4,1 3,5	4 s. 7,4 5,7	6 s. 9,0 6,2	12 s. 9,9 12,1	31
Ti	HA 100 μ (rugosité = 5,6 \pm 0,2 μ)	Transcortical/ unicortical fémur/chien	avec HA sans HA	3 s. 6,0 \pm 3 1,31 \pm 0,6	6 s. 8,7 \pm 1,9 2,8 \pm 1,1	12 s. 8,1 \pm 1 2,8 \pm 0,4	1 an 11,0 \pm 2,2 5,5 \pm 1,1	36
Ti	HA 50 μ TCP 50 μ	Transcortical/ unicortical fémur/chien	avec HA avec TCP sans revêt.	12 s. 34,3 \pm 6,5 10,0 \pm 3,5 9,7 \pm 1,3				27

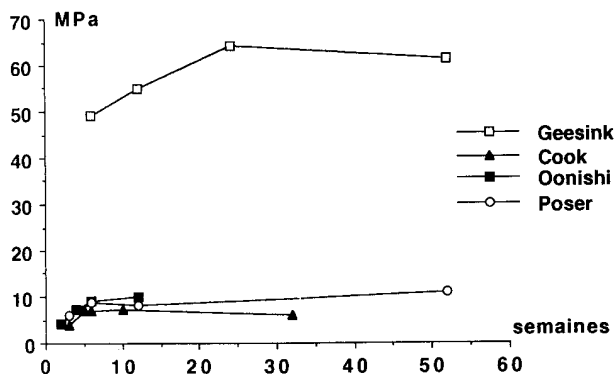


Fig. 3. — Résistances à l'extraction, obtenues par «micro-ancrage» avec revêtement bioactif. Les valeurs maximales pour Cook, Oonishi et Poser sont atteintes vers la cinquième semaine. Les valeurs obtenues par Geesink ne sont maximales que vers le sixième mois et leur sont très nettement supérieures.

V. Micro-ancrage avec différents revêtements bioactifs

La qualité de la repousse osseuse au contact de l'implant dépend de la composition physico-chimique du revêtement bioactif. Ces différences dans la promotion de l'ostéoconduction peuvent se traduire, sur le plan mécanique, en termes de résistance à l'extraction. Ainsi, Klein (27) met en évidence une résistance à l'extraction moindre pour le revêtement en phosphate tricalcique (TCP) par rapport au revêtement d'hydroxyapatite (HA). Pour notre part (16), nous avons montré (fig. 4) qu'un revêtement obtenu à partir d'un mélange d'HA et de TCP semble améliorer les résistances à l'extraction plus précocement que le revêtement d'HA seul.

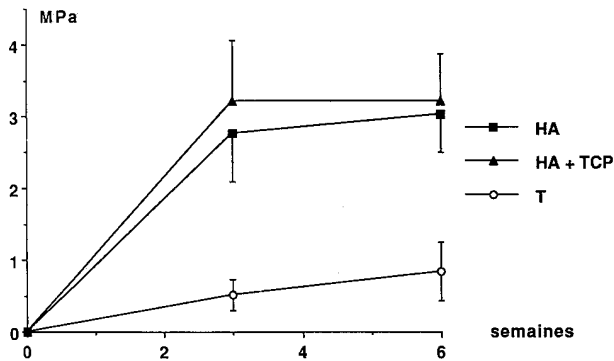


Fig. 4. — Résistances à l'extraction, obtenues par «micro-ancrage». Comparaison d'un revêtement d'hydroxyapatite (HA), d'un revêtement comprenant un mélange d'HA et de phosphate tricalcique (TCP) et d'un implant sans revêtement bioactif (T = témoin). Le mélange HA/TCP semble améliorer les résistances à l'extraction, plus précocement que le revêtement d'HA seul.

VALIDITÉ ET LIMITES DES TESTS D'EXTRACTION

I. Le site de rupture

Sa connaissance apparaît comme un paramètre essentiel à l'interprétation des résultats. Schématiquement, dans le cas d'un revêtement bioactif, 4 sites de rupture peuvent être envisagés : l'os, l'interface os-revêtement, au sein du revêtement

(rupture cohésive), et l'interface revêtement-implant (rupture adhésive). Le tableau V résume la distribution des sites de rupture observés. Oonishi (32) rapporte qu'après 12 semaines d'implantation, les ruptures siègent essentiellement au niveau de l'os mature entourant l'implant et conclut que la résistance mesurée correspond à celle de l'os. À l'opposé, Cook (12, 13) observe que 90% des ruptures siègent à l'interface revêtement-implant après 10 semaines et suggère que la résistance à l'extraction du composite os-revêtement-implant dépend de la résistance de l'interface revêtement-implant. Geesink (23), pour sa part, trouve cohérent que la rupture siège préférentiellement au sein du revêtement ou à l'interface os-revêtement du fait que leurs résistances au cisaillement, respectivement 60-70 MPa et 64 MPa, sont inférieures à celle de l'interface revêtement-implant (74-85 MPa). Ces divergences amènent à considérer le caractère multifactoriel de la détermination du site de rupture. Ce site dépend au moins 1) des contraintes subies à l'interface, contraintes variables suivant le type de montage, 2) de l'épaisseur et de l'homogénéité du revêtement, 3) de la qualité de l'os et 4) de l'adhérence revêtement-substrat (paramètre à lui seul difficile à déterminer). De plus, avant toute interprétation, il faut tenir compte du fait que le site de rupture n'est que la résultante du phénomène complexe que représente la propagation d'une fissure en milieu composite.

Tableau V. — Les sites de rupture

Os 1	Interface Os-Revêtement 2	Revêtement 3	Interface Revêtement-Implant 4
Oonishi 1990	Oonishi 1990 Geesink 1988	Geesink 1988	Thomas 1987
Eitenmüller 1990	Delécrin 1991	Eitenmüller 1990	Cook 1987 (90%) Cook 1988 (75%) Chac 1988 Papillon 1990 Poser 1990

II. Critères de comparaison

— *Au niveau de l'implant.* L'état de surface étant déterminant dans la résistance à l'extraction, il apparaît nécessaire dans la cadre du micro-ancrage, avec ou sans revêtement bioactif, de comparer la performance des revêtements suivant leur rugosité.

— *Au niveau de l'animal.* Le grand nombre de variables d'un modèle animal à l'autre justifie de ne comparer des valeurs entre elles qu'au sein d'un même modèle.

— *Au niveau du test.* Outre la reproductivité des conditions de mise en charge, c'est l'utilisation de la même méthode de calcul de la surface de contact os-implant qui permet de comparer les valeurs au sein d'un même modèle animal.

III. Tests d'extraction et clinique humaine

Le comportement à la rupture d'un matériau dépend de la vitesse avec laquelle s'applique la force. Le test d'extraction réalisé à vitesse très lente équivaut à un test de rupture dans des conditions *statiques*. Or, en clinique humaine les matériaux implantés sont soumis d'une part à un travail en fatigue généré par les micromouvements et pourvoyeur de ruptures en *fatigue* et, d'autre part, aux chocs responsables de ruptures *dynamiques*. Le test d'extraction n'explore donc que partiellement la résistance à la rupture du bloc os-implant.

D'autre part, l'interface os-revêtement subit des remaniements dépendant du délai d'implantation et cela, d'autant plus qu'il s'agit d'un revêtement bioactif. Ces modifications peuvent avoir une traduction mécanique (16). Or, les tests d'extractions dans le cadre de l'expérimentation animale sont effectués après des délais d'implantation équivalant en clinique humaine au court terme.

Enfin, les meilleurs résultats obtenus aux tests d'extraction ne sont pas nécessairement transposables à une situation clinique. Ainsi, la grande résistance à l'extraction d'une vis ne signifie pas pour autant que celle-ci sera performante comme pièce d'ancrage d'une prothèse articulaire.

En conclusion, les tests d'extraction permettent de réaliser des études comparatives entre les

implants sans toutefois fournir des valeurs absolues. Ils deviennent d'autant plus significatifs que l'on peut y associer la caractérisation de l'état de surface de l'implant et l'analyse histologique du site de fracture.

BIBLIOGRAPHIE

1. Anderson R. C., Cook S. D., Weinstein A. M., Haddad R. J. An evaluation of skeletal attachment to LTI pyrolytic carbon, porous titanium, and carbon-coated porous titanium implants. *Clin. Orthop.*, 1984, 82, 242-257.
2. Bart E., Ronningen H., Solheim L. F., Saethren B. Bone ingrowth into weight-bearing porous fiber titanium implants. Mechanical and biochemical correlations. *J. Orthop. Res.*, 1986, 4, 356-361.
3. Bean D. J., Convery F. R., Woo S. L.-Y., Lieber R. L. Regional variation in shear strength of the bone-polymethylmethacrylate interface. *J. Arthrop.*, 1987, 2, 293-298.
4. Boby J. D., Pilliar R. M., Cameron H. U., Weatherly G. C., Kent G. M. The effect of porous surface configuration on the tensile strength of fixation of implants to bone ingrowth. *Clin. Orthop.*, 1980, 149, 291-298.
5. Boby J. D., Pilliar R. M., Cameron H. U., Weatherly G. C. The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. *Clin. Orthop.*, 1980, 150, 263-170.
6. Boone P. S., Zimmerman M. C., Gutteling E., Lee C. K., Parson J. R. Bone attachment to hydroxyapatite coated polymers. *J. Biomed. Mater. Res.*, 1989, 23, 183-199.
7. Brunski J. B. Biomechanics of oral implants: future research directions. *J. Dent. Educ.*, 1988, 52, 775-787.
8. Cameron H. U., Pilliar R. M., Macnab I. The rate of bone ingrowth into porous metal. *J. Biomed. Mater. Res.*, 1976, 10, 295-302.
9. Chae J. C., Collier J. P., Mayor M. B., Surprenant V. A. Efficacy of plasma-sprayed tricalcium phosphate in enhancing the fixation of smooth titanium intramedullary rods. *The New York Academy of Sciences*, Ed. P. Ducheyne, J. E. Lemons, 1988, 81-90.
10. Clemow A. J. T., Weinstein A. M., Klwitter J. J., Koeneman J., Anderson. Interface mechanics of porous titanium implants. *J. Biomed. Mater. Res.*, 1981, 15, 73-82.
11. Cook S. D., Thomas K. A., Kay J. F., Jarcho M. Hydroxy-apatite-coated porous titanium for use as an orthopedic biologic attachment system. *Clin. Orthop.*, 1988, 230, 303-312.
12. Cook S. D., Kay J. F., Thomas K. A., Jarcho M. Interface mechanics and histology of titanium and hydroxylapatite-coated titanium for dental implant. *Int. J. Oral Maxil. Imp.*, 1987, 2, 15-22.

13. Cook S. D., Thomas K. A., Kay J. F., Jarcho M. Hydroxy-apatite-coated titanium for orthopedic implant applications. *Clin. Orthop.*, 1988, 232, 225-243.
14. Cook S. D., Walsh K. A., Haddad R. J. Interface mechanics and bone ingrowth into porous Co-Cr-Mo alloy. *Clin. Orthop.*, 1985, 193, 271-280.
15. Dallant P., Maunier A., Christel P., Guillemin G., Sedel L. Quantitation of bone ingrowth into porous implants submitted to pulsed electromagnetic fields. *ASTM STP 953*, J. E. Lemons, Ed., American Society for Testing and Materials, Philadelphia, 1987, 286-300.
16. Delecrin J., Daculsi G., Pouezet J., Passuti N., Duquet B., Szmuckler-Moncler S. Biphasic calcium phosphate and HA coated implants : mechanical test and biological evaluations after implantation in cortical bone rabbit. *Bioceramics 4*, Bonfield W., Hasting G. H., and Tanner K. Eds Butter Worth Heinemann, Guildford U.K., 1991, 317-324.
17. Delecrin J., Szmuckler-Moncler S., Daculsi G., Rieu J., Duquet B. Ultrastructural crystallography and chemical analysis of different calcium phosphate plasma coatings before implantation. *Bioceramics 4*, Bonfield W., Hasting G. H., and Tanner K. Eds Butter Worth Heinemann, Guildford U.K. 1991, 312-315.
18. Ducheyne P., Hench L. L., Kagan II A., Martens M., Bursens A., Mulier J. C. Effect of hydroxyapatite impregnation on skeletal bonding of porous coated implants. *J. Biomed. Mater. Res.*, 1980, 14, 225-237.
19. Eitenmüller J., Schmickal T., David A., Muhr G. Vergleichende Untersuchungen über das Anwachsverhalten und die Knowhenhaftung verschiedener Implantatwerkstoffe. *Unfallchirurg*, 1990, 93, 404-411.
20. Eschenroeder H. C. Jr, McLaughlin R. E., Reger S. I. Enhanced stabilization of porous-coated metal implants with tricalcium phosphate granules. *Clin. Orthop.*, 1987, 216, 234-245.
21. Galante J. O., Rivew D. P. The biological basis for bone ingrowth in titanium fiber composites. Harris W. H. (ed.): *Advanced concepts in total hip replacement*. Thorofare, New Jersey, Slack, 1985, 135-158.
22. Gatti A. M., Zaffe D., Poli G. P. Behaviour of tricalcium phosphate and hydroxyapatite granules in sheep bone defects. *Biomaterials*, 1990, 11, 513-517.
23. Geesink R. G. T., De Groot K., Klein C. P. A. T. Bonding of bone to apatite-coated implant. *J. Bone Joint Surg.*, 1988, 70-B, 17-22.
24. Harrigan T. P., Kareh J., Harris W. H. The influence of support conditions in the loading fixture on failure mechanisms in the push-out test : a finite element study. *J. Orthop. Res.*, 1990, 8, 678-684.
25. Ishimaru H., Oonishi H. Characterization of the material properties of the plasma-spray coated hydroxyapatite. *ESB Bioceramics*, Heidelberg, Germany, 1989, 2, 219-226.
26. Kitsugi T., Yamamuro T., Kokubo T. Bonding behavior of a glass-ceramic containing apatite and wollastonite in segmental replacement of the rabbit tibia under load-bearing conditions. *J. Bone Joint Surg.*, 1989, 71-A, 264-271.
27. Klein C. P. A. R., Patka P., Van der Lubbe H. B. M., Wolke J. G. C., De Groot K. Plasma-sprayed coatings of tetracalcium-phosphate, hydroxylapatite, and α TCP on titanium alloy : an interface study. *J. Biomed. Mater. Res.*, 1991, 25, 53-65.
28. Koeneman J., Lemons J., Ducheyne P., Lacefield W., Magee F., Calahant T., Kay J. Workshop on characterization of calcium phosphate materials. *J. Appl. Biomat.*, 1990, 1, 79-90.
29. McDonald D. J., Fitzgerald R. H., Chao E. Y. S. The enhancement of fixation of a porous-coated femoral component by autograft and allograft in the dog. *J. Bone Joint Surg.*, 1988, 70-A, 728-737.
30. McLaughlin R. E., Reger S. I., Bolander M., Eschenroeder H. C. Enhancement of bone ingrowth by the use of bone matrix as a biologic cement. *Clin. Orthop.*, 1984, 183, 255-261.
31. Oonish H., Tsuji E., Ishimaru H., Yamamoto M., Delecrin J. Comparative effects of HAp coated on flat and porous metal surfaces. In *Bioceramics*, Heidelberg, Germany, 1990, 2, 286-293.
32. Oonish H., Tsuji E., Ishimaru H., Delecrin J. Best weightbearing time after implantation as inferred from interface observation. *Clinical implant materials*, edited by Heimke G., Soltész U. and Lee A. J. C., *Advances in Biomaterials*, 1990, 9, Elsevier Science Publishers B.V., Amsterdam.
33. Oonish H., Yamamoto M., Ishimaru H., Tsuji E., Kushitani S., Aono M., Ukon Y. The effect of hydroxyapatite coating on bone growth into porous titanium alloy implants. *J. Bone Joint Surg.*, 1989, 71-B, 213-216.
34. Papiillon A. E., Collier J. P., Mayer M. B., Surprenant V. A. Assessing the orthopaedic implant potential of plasma-sprayed HA and TCP on Ti-6Al-4V substrates. In the 16th Annual Meeting of the Society, Charleston, USA *Biomaterials*, 1990, 169.
35. Piotrowski G., Hench L. L., Allen W. C., Miller G. J. Mechanical studies of the bone bioglass interfacial bond. *J. Biomed. Mater. Res. Symposium*, 1975, 6, 47-61.
36. Poser R. D., Magee F. P., Kay J. F., Hedley A. K. In-vivo characterization of a hydroxylapatite coating. The 16th Annual Meeting of the Society, Charleston, USA. *Biomaterials*, 1990, 170.
37. Rhinelander F. W., Stewart C. L., Wilson J. W., Homsy C. A., Prewitt J. M. Growth of tissue into a porous, low modulus coating on intramedullary nails. *Clin. Orthop.*, 1982, 164, 294-305.
38. Soballe K., Hansen E. S., Brockstedt-Rasmussen H., Pedersen C. M., Bünger C. Hydroxyapatite coating enhances fixation of porous coated implants. *Acta Orthop. Scand.*, 1990, 61, 299-306.
39. Takagi H., Yamamuro T., Hyakuna K., Nakamura T.

Bone bonding behavior of bead-coated alumina ceramic and under load-bearing conditions. *J. Biomed. Mater. Res.*, 1989, 23, 161-181.

40. Tarvainen T., Tunturi T., Rautavuori J., Törmälä P., Pätäilä H., Rollanen P. Shear strength of loaded porous-glassy-carbon/bone interface — an experimental study on rabbits. *Ann. Biomed. Engin.*, 1986, 14, 417-424.
41. Teske D. A., Mayor M. B., Collier J. P., Surprenant V. A. A comparative study of the effectiveness of plasma-sprayed hydroxyapatite and tricalcium phosphate coating in enhancing the fixation. 35th Annual Meeting Las Vegas, 1989, p. 333.
42. Thomas K. A., Kay J. F., Cook S. D., Jarcho M. The effect of surface macrotecture and hydroxylapatite coating on the mechanical strengths and histologic profiles of titanium implant materials. *J. Biomed. Mater. Res.*, 1987, 21, 1395-1414.
43. Thomas K. A., Cook S. D. An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition. *J. Biomed. Mater. Res.*, 1985, 19, 875-901.
44. Thomas K. A., Cook S. D., Renz E. A., Anderson R. C., Haddad R. J., Haubold A. D., Yapp R. The effect of surface treatments on the interface mechanics of LTI pyrolytic carbon implants. *J. Biomed. Mater. Res.*, 1985, 19, 145-159.
45. Ukegawa Y., Ruruya K., Hasegawa S., Fushimi M., Aoki H., Akao M. Bonding strength of apatite-coated titanium to bone. In *Bioceramics 2*, 1990, Heidelberg, Germany, 227-234.

SAMENVATTING

J. DELECRIN, G. DACULSI, N. PASSUTI, F. GOUIN, S. SZMUCKLER-MONCLER en F. FECHOZ. Botfixaties en oppervlakte van de implantaten. Betrouwbaarheid van de extractietesten.

De morfologie en de samenstelling van de implantaat-oppervlakten bepalen de mechanische weerstand van de interface bot-implantaat. Gezien de grote variëteit qua materiaal en oppervlakte van de voorgestelde bedekkingen van de prothesen, is een vergelijkende en pre-klinische evaluatie van de materialen onontbeerlijk. In dit artikel worden de resultaten, de betrouwbaarheid en de grenzen van de extractietesten besproken.

SUMMARY

J. DELECRIN, G. DACULSI, N. PASSUTI, F. GOUIN, S. SZMUCKLER-MONCLER and F. FECHOZ. Bone fixation and surface of the implants. Validity of extraction tests.

The mechanical strength of the bone-implant interface depends on the morphology and the composition of the implant surface. The great variety of coating materials as well as the condition of the surfaces to be covered, makes a comparative and preclinical evaluation of the different materials for prostheses necessary. The results, the validity and the limits of the extraction tests are discussed in this article.