

Université de Montréal

Évaluation de la rétention de différentes attaches unitaires à  
pression pour le traitement de l'édentation complète :

Une étude *in vitro*

Par

Samer Abi Nader

Département de dentisterie de restauration

Faculté de Médecine Dentaire

11713491

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures  
en vue de l'obtention du grade de  
Maîtrise ès sciences (M.Sc.)  
en Médecine dentaire, option Réhabilitation prosthodontique

Décembre, 2005

© Samer Abi Nader, 2005



WU

5

U58

2006

V1003

**Direction des bibliothèques**

**AVIS**

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

**NOTICE**

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Évaluation de la rétention de différentes attaches unitaires à  
pression pour le traitement de l'édentation complète :

Une étude *in vitro*

présenté par :

Samer Abi Nader

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Guertin Geneviève

présidente - rapporteur

De Koninck Louis

directeur de recherche

Fortin Daniel

codirecteur

Nicholson Lynda

Membre du jury

## RÉSUMÉ

Mots clés : Prothèse hybride, attaches unitaires, rétention, fatigue, mastication, usure, *in vitro*.

Cette étude évalue, *in vitro*, la résistance au délogement d'attaches unitaires prothétiques de prothèse hybride suivant une période prédéterminée de fatigue simulant les mouvements masticatoires.

Deux systèmes d'attaches prothétiques ont été étudiés. Le groupe I comprend les attaches boules de la compagnie Nobel Biocare, tandis que le groupe II comprend les attaches Locator de la compagnie Zest Anchors distribuées par la compagnie 3i.

Huit spécimens ont été fabriqués pour chaque groupe. Les forces de rétention des spécimens ont été évaluées en Newton (N) à l'aide de l'appareil Instron à chaque 100000 cycle. Une force ponctuelle et répétitive de 15 livres à un angle de 90 degrés a été appliquée sur l'extension distale des spécimens, endroit où la force de mastication est maximale. Tous les spécimens ont subi un total de 400000 cycles représentant une période de fatigue d'un an.

Les attaches boules de la compagnie Nobel Biocare démontrent des valeurs moyennes initiales de rétention de 10.45 N avec une perte linéaire progressive d'environ 20% de la valeur initiale. Les attaches Locator présentent des valeurs moyennes initiales de rétention de 62.73 N. Cependant, ces dernières présentent une perte progressive, non linéaire, d'environ 60% de la valeur initiale suivant les tests de fatigue.

À la lumière des résultats de ce mémoire, la différence enregistrée entre les deux attaches peut être expliquée par une variation dans leur morphologie. La perte de rétention sur les attaches Locator est majoritairement due à l'usure et à la déformation de la composante en nylon de la partie femelle.

## SUMMARY

Key words: implant supported overdenture, single unsplinted attachments, retention, fatigue, mastication, wear, *in vitro*.

The objective of our study is to evaluate, *in vitro*, the wear characteristics of single unsplinted attachments after a pre-determined fatigue period simulating the movement patterns of the mandibular prosthesis during mastication.

Two attachment systems were evaluated. Group I consisted of the titanium ball attachment fabricated by Nobel Biocare and Group II included the Locator attachment fabricated by Zest Anchors and distributed by 3i.

Eight specimens were fabricated for each group. The Instron Universal Testing Machine was utilized to evaluate the retentive forces in Newton (N) of the specimens during testing. Retentive forces were obtained following every 100 000 cycles of compression. A cyclic force of 15 pounds was applied at a 90 degree angle on the distal extension of the specimens, the area where masticatory forces are greatest. A total of 400 000 cycles of compression were administered on each specimen simulating one year of function.

The Nobel Biocare ball attachments presented initially a mean retentive force of 10,45 N with a gradual linear loss of retention of approximately 20% of their initial values. The Locator attachments demonstrated higher initial values with a mean retentive force of 62,73 N with a gradual non linear loss of retention of approximately 60% of their initial values.

We conclude that the differences between the two groups are mainly due to their morphological characteristics. The loss of retention for the Locator attachment is mainly due to the wear and deformation of the nylon part of the female component.

# TABLE DES MATIÈRES

<b>SECTION</b>	<b>PAGE</b>
RÉSUMÉ	III
SUMMARY	V
LISTE DES TABLEAUX	XI
LISTE DES FIGURES	XII
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XVIII
DEDICACE	XX
REMERCIEMENTS	XXI
<b>1.0 INTRODUCTION</b>	<b>1</b>
1.1 L'édentation complète	1

<b>2.0 REVUE DE LITTÉRATURE</b>	3
2.1 La prothèse hybride	3
2.2 Prothèse conventionnelle vs. Prothèse hybride	4
2.2.1 Efficacité masticatrice	5
2.2.2 Qualité de vie	7
2.3 Les attaches unitaires à pression	8
2.4 Taux de survie des implants supportant des attaches unitaires	12
2.5 Complications prothétiques des prothèses hybrides supportées par des attaches unitaires à pression	13
2.6 Mouvement de la prothèse hybride	17
2.6.1 Les caractéristiques du connecteur	17
2.6.2 Le trajet du déplacement et les forces engendrées	19
2.6.3 La compressibilité des tissus de support	21
2.6.4 L'épaisseur des tissus de support	24
2.6.5 La position de la force appliquée	24
2.7 La rétention	25
2.7.1 La morphologie de l'attache	27
2.7.2 La résilience de l'élément rétentif	30
2.7.3 Études <i>in vitro</i>	31
2.7.4 Études <i>in vivo</i>	34
2.8 La fatigue	36
2.8.1 Études de fatigue <i>in vitro</i>	36
2.8.2 Études de fatigue <i>in vivo</i>	43
<b>3.0 MÉTHODOLOGIE EXPÉRIMENTALE</b>	45
3.1 Objectif de l'étude	45
3.2 Échantillons expérimentaux	46

3.2.1 Description de l'échantillon	46
3.3 Fabrication de l'échantillon	47
3.3.1 Bloc mandibulaire (Bloc 1)	47
3.3.2 Coulée des modèles	48
3.3.3 Bloc prothétique (Bloc 2)	49
3.4 Assemblage de l'échantillon	50
3.5 Groupes expérimentaux	52
3.5.1 Description des attaches utilisées	52
3.5.1.1 Groupe I	52
3.5.1.1.1 Partie mâle	53
3.5.1.1.2 Partie Femelle	53
3.5.1.2 Groupe II	53
3.5.1.2.1 Partie mâle	54
3.5.1.2.2 Partie femelle	54
3.6 Test de rétention	54
3.6.1 Spécification de l'appareil	56
3.6.2 Manipulation	56
3.7 Test de fatigue	57
3.7.1 Description de l'appareil	58
3.7.2 Spécification et mise en charge	60
3.8 Observations microscopiques	62
<hr/>	
<b>4.0 RÉSULTATS</b>	64
4.1 Description des données	64
4.2 Résultats des tests de rétention	64
<hr/>	
<b>5.0 ANALYSES STATISTIQUES</b>	67

5.1 T-test	67
5.2 ANOVA	68
5.2.1 Groupe I	68
5.2.2 Groupe II	68
<hr/>	
<b>6.0 DISCUSSION</b>	<b>70</b>
6.1 La rétention	71
6.1.1 Valeurs de rétention initiale	71
6.1.2 Profil de rétention	73
6.1.3 Implications cliniques	75
6.2 La fatigue	76
6.2.1 Comportement des attaches unitaires	77
6.2.2 Implications cliniques	79
6.3 Observations microscopiques	80
6.3.1 Groupe I : Attaches Boule de la compagnie Nobel Biocare	80
6.3.2 Groupe II : Attaches Locator de la compagnie 3i	82
6.3.3 Implications cliniques	84
<hr/>	
<b>7.0 CONCLUSION</b>	<b>87</b>
<hr/>	
<b>8.0 RÉFÉRENCES</b>	<b>89</b>
<hr/>	
<b>9.0 ANNEXES</b>	<b>XXII</b>
9.1 Annexe A	XXII
9.2 Annexe B	XXIV
9.3 Annexe C	XXVI
9.4 Annexe D	XXX
9.5 Annexe E	XXXIII
9.6 Annexe F	XXXIV

## LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU	LÉGENDE	PAGE
Tableau (I)	Taux de succès implantaire en prothèse hybride	13
Tableau (II)	Complications cliniques en prothèse hybride	16
Tableau (III)	Les facteurs de base qui régissent la rétention des attaches de semi-précision	27
Tableau (IV)	La rétention initiale des attaches unitaires à pression	33
Tableau (V)	Le comportement des attaches unitaires à pression suivant une période de fatigue <i>in vitro</i>	42
Tableau (VI)	Le comportement des attaches unitaires à pression suivant une période de fatigue <i>in vivo</i>	44
Tableau (VII)	Les moyennes des valeurs de rétention obtenues en traction pour les groupes I et II	64

## LISTE DES FIGURES

FIGURE	LÉGENDE	PAGE
Figure (1)	La prothèse hybride supportée par des attaches unitaires à pression. Rapportée de MacEntee et <i>coll.</i> 2005	4
Figure (2)	La prothèse hybride supportée par une barre métallique. Rapportée de MacEntee et <i>coll.</i> 2005	4
Figure (3)	Évaluation objective des différents paramètres de l'efficacité masticatoire. Rapportée de Merick-Stern et <i>coll.</i> 2003	6
Figure (4)	La force de mastication unilatérale enregistrée au niveau des différentes régions buccales, (g) force minimale, (c) force de mastication et (m) force maximale. Tirée de Fontijn-Tekamp et <i>coll.</i> 1998	7
Figure (5)	Attaches O-Ring conventionnelles disponibles chez plusieurs manufacturiers. Ces attaches montrent une partie mâle sphérique de diamètres variables et une partie femelle constituée d'un anneau de caoutchouc inclus dans une bague métallique	9
Figure (6)	Attaches boules de la compagnie Nobel Biocare. Ces attaches présentent une partie mâle de forme sphérique d'un diamètre de 2.25mm et une partie femelle à friction métallique offrant une rétention ajustable	10
Figure (7)	Attaches ZA (Zest Anchors) (Fig. 7A) et ZAAG (Zest Anchors Advanced Generation) (Fig. 7B) de la compagnie Zest Anchors. Ces attaches présentent une partie mâle avec une rétention intra-coronaire et une partie femelle en nylon démontrant plusieurs angles de convergence	11

Figure (8)	Attaches ERA (Fig. 8B) de la compagnie Sterngold et Locator (Fig. 8A) de la compagnie Zest Anchors. Ces attaches présentent une partie mâle qui offre une rétention extra et intra-coronaire. La partie femelle est généralement en nylon et présente divers degrés de rigidité	11
Figure (9)	Le trajet du déplacement d'une prothèse hybride dans un plan sagittal	19
Figure (10)	Le comportement tissulaire suite à l'application d'une force. Les phases élastique et visqueuse de la déformation et la récupération tissulaire sont illustrées. Reproduite de l'article de Compagnonie et <i>coll.</i> 2003	22
Figure (11)	Le déplacement vertical enregistré suite à l'application d'une force occlusale (expérience 1) ou un mouvement répétitif simulant la mastication (expérience 2). Reproduite de l'article de Compagnonie et <i>coll.</i> 2003	23
Figure (12)	Le comportement des attaches suivant l'application d'une force de traction (g) en fonction du déplacement (mm). Rapportée de Petropoulos et <i>coll.</i> 1997	26
Figure (13)	La relation entre la rétention et le degré de convergence d'une préparation dentaire. Rapportée de Jorgensen 1955	28
Figure (14)	L'effet de la morphologie de la partie mâle d'un système d'attache sur le profil de la rétention. Tirée de Leung et Prieskel 1991	29
Figure (15)	Le montage utilisé par l'équipe de Van Kampen pour l'évaluation de la rétention des prothèses. La figure (15A) montre le patient sur la machine Instron. La figure (15B) présente le montage utilisé pour connecter la prothèse	34
Figure (16)	Le montage utilisé par Besimo et <i>coll.</i> pour mettre en fatigue les attaches de semi-précision. Ce montage produit des mouvements d'insertion et de rétraction qui simulent l'utilisation de la prothèse hybride par le patient	37
Figure (17)	Le comportement des attaches suivant un certain nombre de cycles de rétraction et d'insertion. Figure (17A) illustre les attaches contenant une gaine en plastique. Figure (17B) présente les attaches avec des éléments de rétention en métal. Reproduite de Wichmann et <i>coll.</i> 1999	38

Figure (18)	La perte agressive de la rétention subie par les attaches suivant 500 cycles de fatigue. Tirée de Gamborena et <i>coll.</i> 1997	39
Figure (19)	L'accroissement progressif de la valeur de rétention des attaches boules. Rapportée de Botega et <i>coll.</i> 2003	40
Figure (20)	Figure (20A): Schématisation du montage envisagé. Figure (20B) montre une photographie de l'échantillon final	47
Figure (21)	Figure (21A) : Bloc en alumine usiné, utilisé pour standardiser la confection des modèles en pierre qui reproduit la mandibule. La figure (21B) montre le moule en silicone qui a servi à couler les modèles en pierre	48
Figure (22)	Modèle en pierre final avec les répliques des implants en place	49
Figure (23)	Bloc final qui simule la prothèse hybride (bloc prothétique). On note l'emplacement de l'attache en forme d'anneau sur la surface supérieure du bloc en résine	50
Figure (24)	Mise en tension des attaches boules de la compagnie Nobel Biocare à 30 Ncm, telle que recommandée par le manufacturier	50
Figure (25)	L'assemblage final de l'échantillon avec la mise en place de l'élément compressible	51
Figure (26)	Parties mâle et femelle de l'attache boule de la compagnie Nobel Biocare.	52
Figure (27)	Schématization de l'attache Locator de la compagnie 3i	53
Figure (28)	Figure (28A) : Mise en place de l'échantillon sur l'appareil Instron durant l'évaluation de la rétention. La figure (28B) illustre le bras supérieur et le système de fixation inférieure du système de traction	55
Figure (29)	Figure (29A) : La base en aluminium renferme le moteur de 60 cycles par minute. Une plaquette en alumine de 2 pouces de hauteur est placée sur la base métallique. La figure (29B) présente les espaces machinés sur la plaquette en alumine afin d'accommoder les échantillons	59

Figure (30)	Le montage final de l'appareil de fatigue, la mise en place des échantillons, la plaque fissurée, les poids de 15 livres et le compteur. Les «espaceurs» de 2mm sont déjà placés afin de calibrer la hauteur de la plaque supérieure d'alumine	60
Figure (31)	La permutation subie par chaque modèle à chaque 50 000 cycles de compression	62
Figure (32)	Les valeurs de rétention des groupe I et II en relation avec les cycles de fatigue	66
Figure (33)	Les images microscopiques de la partie mâle des attaches du groupe I (attaches boules de la compagnie Nobel Biocare) (figure 33A) et du groupe II (attaches Locator de la compagnie 3i) (figure 33B) sont présentées	72
Figure (34)	La figure (34A) présente le profil de rétention des attaches mâles sphériques tel que décrit par Leung et Prieskel 1991. La figure (34B) présente le profil de rétention des attaches boules de la compagnie Nobel Biocare	74
Figure (35)	La figure (35A) présente le profil de rétention des attaches mâles cylindriques présentant une rainure extra-coronaire tel que décrit par Leung et Prieskel 1991. La figure (35B) présente le profil de rétention des attaches Locator de la compagnie 3i	74
Figure (36)	Les images microscopiques à T4 (après 400 000 compressions) de l'attache boule de la compagnie Nobel Biocare. La figure (36A) présente la partie mâle de l'attache et la figure (36B) la partie femelle	81
Figure (37)	Les images microscopiques à T4 (après 400 000 compressions) de l'attache Locator de la compagnie 3i. La partie mâle présente une usure caractérisée par une perte de substance au niveau du cylindre	82
Figure (38)	Les images microscopiques à T0 (figure 38A) et à T4 (après 400 000 compressions) (figure 38B) de l'attache Locator de la compagnie 3i. La partie femelle présente un changement au niveau de sa structure caractérisée par une perte de substance et une déformation au niveau du nylon blanc. Un patron de dégradation est noté et il se caractérise par un roulement de la composante intra-coronaire (flèche blanche)	83

Figure (39)	Les images microscopiques à T0 (pré-fatigue) de l'attache boule de la compagnie Nobel Biocare. La partie mâle présente un mécanisme de rétention extra-coronaire. La sphère de rétention possède un diamètre de 2.25mm	XXVI
Figure (40)	Les images microscopiques à T0 (pré-fatigue) de l'attache boule de la compagnie Nobel Biocare. La partie femelle est composée de 2 portions distinctes : une loge externe et un élément rétentif interne. La portion externe offre une rainure de rétention le long de sa surface afin d'assurer sa rétention dans la prothèse. La portion interne loge un arrêt apical qui assure l'assise de la partie mâle dans l'attache. De plus, on y retrouve l'élément rétentif du système qui est composé de quatre bras métalliques qui permettent d'agripper la portion externe de la sphère. La rétention de cet élément est ajustable avec une clé fournie par la compagnie	XXVII
Figure (41)	Les images microscopiques à T4 (après 400 000 compressions) de l'attache boule de la compagnie Nobel Biocare. La partie mâle présente une usure caractérisée par une perte de substance aux niveaux latéral (figure A) et apical (figure B) de la sphère (figure C)	XXVIII
Figure (42)	Les images microscopiques à T4 (après 400 000 compressions) de l'attache boule de la compagnie Nobel Biocare. La partie femelle présente une déformation caractérisée par une perte de substance au niveau des quatre bras métalliques qui agrippent la partie mâle	XXIX
Figure (43)	Les images microscopiques à T0 (pré-fatigue) de l'attache Locator de la compagnie 3i. La partie mâle présente un mécanisme de rétentions extra-coronaire et intra-coronaire. Le cylindre prothétique possède une rainure tout au long de ses surfaces externe et interne qui assure une rétention avec la partie femelle	XXX
Figure (44)	Les images microscopiques à T0 (pré-fatigue) de l'attache Locator de la compagnie 3i. La partie femelle est construite en nylon blanc. Cet élément représente l'image négative de la portion mâle. Son engagement dans les rainures internes et externes de la portion mâle assure la rétention	XXXI

Figure (45)	Les images microscopiques à T4 (après 400 000 compressions) de l'attache Locator de la compagnie 3i. La partie mâle présente une usure caractérisée par une perte de substance au niveau du cylindre	XXXI
Figure (46)	Les images microscopiques à T4 (après 400 000 compressions) de l'attache Locator de la compagnie 3i. La partie femelle présente un changement au niveau de sa structure caractérisée par une perte de substance et une déformation au niveau du nylon blanc	XXXII

---

## LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

<b>G</b> : grammes	<b>ml</b> : millilitre
<b>kg</b> : Kilogrammes	<b>mm</b> : millimètre
<b>kN</b> : Kilo Newton	<b>N</b> : Newton
<b>kV</b> : Kilo Volt	<b>Ncm</b> : Newton centimètre
<b>lb</b> : Livre	<b>sec</b> : seconde

### Divers :

<b>B</b> : Prothèse hybride avec attaches boules	<b>ND</b> : Non Disponible
<b>Ba</b> : Base prothétique	<b>p</b> : Seuil de signification statistique
<b>D</b> : Dynamometer (Strain gauge)	<b>Pa</b> : Patrice
<b>E</b> : Épisode	<b>Pt</b> : Patient
<b>I</b> : Instron universal testing machine	<b>X</b> : multiplié par
<b>T</b> : Totale	<b>%</b> : pourcent
<b>M</b> : Matrice	

### Attaches prothétiques:

<b>Access-post-O</b> : Access-Post-Overdenture ball attachment	<b>OR-S</b> : O-ring abutment system, Conexao, prosthesis, Sao Paulo, Brazil
<b>Dal-Ro</b> : Attaches boules de la compagnie 3i, Implant innovation	<b>OR-S2</b> : O-ring abutment system, Lifecore Biomedical Chasca, MN, USA
<b>FBA</b> : ball-socket attachment,	<b>OS-O</b> : O-Ring Scodenko ball

Frialit, Friadent.

**FBA-2:** ball-socket attachment,  
Frialit-2, Friadent.

**Flexi-O:** Flexi-Ovendenture ball  
attachment

**LRP :** Locator Pink

**LRW :** Locator White

**NBS :** Nobel Biocare standard ball  
abutment 3.25mm diameter

**NB1:** Nobel Biocare newer ball  
abutment 2.25mm diameter, titanium  
female component

**NB2:** Nobel Biocare newer ball  
abutment 2.25mm diameter, gold female  
component

**O-Ring:** Steri-oss, ball attachment

**O-Ring C:** Attaches boules de la  
compagnie Calcitek, Carlsbad  
California.

**O-Ring 3i:** Attaches boules de la  
compagnie 3i, Implant innovation

attachment

**SBA:** Straumann ball attachment

**SB :** Spheroflex Ball attachment

**SEG :** SternGold ERA Grey **ERA :**  
Extra-coronal Resilient Attachment

**SEB:** SternGold ERA bleu

**SEO:** SternGold ERA Orange

**SEW:** SternGold ERA white

**SS:** Supra-Snap, Metalor, Suissor, ball  
attachment.

**TSIB:** Spectra system, Core-Vent,  
Paragon, ball attachment.

**ZA:** Zest Anchors

**ZAAG:** Zest Anchors Advanced  
Generation, Escondido CA

In memory of my father,  
You were, and always will be, my source of inspiration

To my dearest mother,  
For your support, sacrifice and guidance

---

---

To my companion in life, my lovely Sandra,  
Without your love, support, patience and understanding, none of this would  
have been possible

To my baby girl Alexia,  
The joy of my life

## REMERCIEMENTS

Je désire exprimer ma reconnaissance à mon directeur de recherche, le Dr Louis De Koninck pour sa proposition du sujet, son soutien et ses conseils qui m'ont aidé dans l'élaboration de ce travail.

J'aimerais aussi remercier mon co-directeur de recherche, le Dr Daniel Fortin pour son expertise dans l'élaboration de l'appareil de fatigue.

J'aimerais remercier également Mme Sylvia Zalzal et le Dr Antonio Nanci pour les images microscopiques des attaches.

Je tiens aussi à remercier M. Pierre Rompré pour son expertise en statistique et Mme Bernadette Salnave pour la correction de ce document.

J'aimerais finalement remercier les compagnies Nobel Biocare et 3i pour leur contribution en pièces prothétiques et la faculté de Médecine dentaire de l'Université de Montréal pour le support financier.

## 1.0. INTRODUCTION

### 1.1. L'édentation complète

Chez la population adulte de 35 à 44 ans au Québec, plus d'une personne sur quatre (28.1 %) est porteuse d'au moins une prothèse amovible. Chez ces porteurs de prothèses, 35 % ont au moins une prothèse inadéquate (problème de rétention, de stabilité ou défectuosité) et 61,5 % présentent une lésion de la muqueuse buccale d'origine prothétique (Brodeur JM 1998, 1996).

Le port de prothèses complètes et la perte des dents naturelles sont inévitablement associés à un sentiment d'incapacité physique et psychologique. L'édentation est ainsi considérée comme un handicap majeur pour la personne affectée. Les prothèses amovibles complètes au maxillaire et à la mandibule ont été la seule option prothétique pour les édentés pendant plusieurs siècles. Habituellement, la prothèse complète au maxillaire supérieur est bien tolérée par les patients. Ceci n'est cependant pas le cas à la mandibule où l'on observe souvent des problèmes d'adaptation. Cela est souvent dû à une faible rétention et à la perte de stabilité de la prothèse mandibulaire lors des mouvements fonctionnels.

L'édenté complet est affecté par la perte graduelle de l'os alvéolaire qui amène une diminution progressive de la hauteur de la crête osseuse résiduelle. Cette dégradation s'appelle la résorption alvéolaire. Plusieurs auteurs ont tenté d'expliquer ce phénomène. Atwood, en 1971, a suivi 18 patients avec des radiographies céphalométriques afin de visualiser la résorption osseuse et le changement de morphologie de la crête alvéolaire chez ces individus. Il a constaté une détérioration rapide durant la première année suivant la perte de la dentition. Tallgren 1969, 1972

et Atwood 1971 ont quantifié cette perte à 2-3 mm de réduction en hauteur au niveau du maxillaire et 4-5mm à la mandibule. Durant les années suivantes, on note une diminution du remodelage osseux et du taux de résorption. Une perte osseuse d'environ 0.1 à 0.2 mm par année est observée à la mandibule. Cependant, le taux de résorption peut varier énormément d'un individu à l'autre.

On assiste chez le porteur de prothèse mandibulaire à une perte considérable de la fonction masticatoire. Cette baisse est attribuée tant au manque de stabilité de la pièce prothétique qu'au manque de résistance offerte par les tissus de support. Ainsi, le manque de stabilité des prothèses amovibles complètes est une doléance majeure. Traditionnellement, ces prothèses représentaient l'unique solution thérapeutique chez les patients édentés. L'introduction des implants dentaires et du phénomène de l'ostéo-intégration par le professeur P.I. Branemark a changé considérablement nos concepts de réhabilitation prosthodontique. Cette option offre un meilleur ancrage et, par le fait même, une meilleure stabilité prothétique, ce qui en fait aujourd'hui le traitement de choix.

Le taux de survie des implants supportant des prothèses mandibulaires fixées est bien connu (Attard NJ et *coll.* 2004, Zarb GA et *coll.* 1996, Adell R 1981). Historiquement, la restauration fixe implanto-portée typiquement telle que décrite par Branemark PI a été considérée comme le traitement de référence des patients édentés. Les prothèses de recouvrement et les prothèses hybrides présentent souvent une solution de rechange dans les cas de limitations anatomiques ou financières. Ce n'est que récemment qu'on a reconnu les avantages des prothèses hybrides implanto-portées. Ces avantages étaient assez importants pour le proposer comme première option de traitement pour l'édentation complète (Feine J et *coll.*, McGill consensus report 2002).

## 2.0. REVUE DE LITTÉRATURE

### 2.1. La prothèse hybride

Les prothèses implanto-portées peuvent être catégorisées selon le support offert par les implants dentaires et les bases ostéo-muqueuses. Elles peuvent être supportées entièrement ou partiellement par les implants dentaires. Ainsi on peut séparer les prothèses en trois catégories distinctes : les prothèses fixées, les prothèses amovibles de recouvrement et les prothèses amovibles hybrides. La prothèse hybride est définie comme une prothèse implanto-portée qui détient la majorité de son support par les tissus mous des crêtes édentées. En effet, les implants dentaires placés dans la région antérieure de la mandibule ne participent que partiellement au support de la prothèse. Ces implants offrent cependant un ancrage adéquat et une amélioration importante de la rétention prothétique.

La technique de fabrication de la prothèse hybride a été décrite par plusieurs auteurs (Feine J et Carlsson G 2003, Branemark PI 1985). Cette prothèse est généralement stabilisée par deux implants. Ces derniers sont typiquement insérés dans la région antérieure de la mandibule en position canine. Cette région anatomique présente généralement un os d'une bonne qualité (Branemark PI, Zarb GA). De plus, elle ne contient pas de structure anatomique limitant la pose d'implants endo-osseux.

La connexion entre les implants et la prothèse dentaire est assurée par un pilier transépithélial. Une vis prothétique assure le lien entre l'implant et le pilier. Un mécanisme d'ancrage est ensuite vissé sur cette interface prothétique afin d'offrir une rétention et une stabilité à la prothèse mandibulaire.

Trois mécanismes de rétention sont généralement disponibles pour supporter les prothèses hybrides : la barre métallique, les aimants, et les attaches unitaires à pression. Les figures (1 et 2) présentent des images cliniques des prothèses hybrides stabilisées par deux implants dans la région antérieure (attaches unitaires et barres).

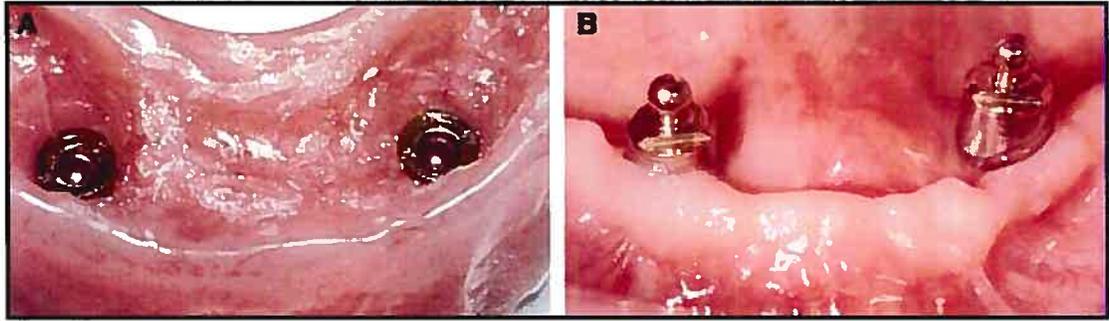


Figure (1) : La prothèse hybride supportée par des attaches unitaires à pression. Rapportée de MacEntee et coll. 2005

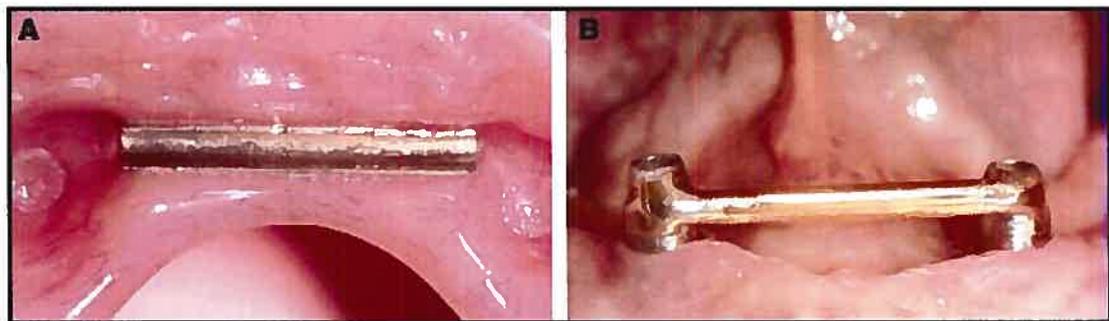


Figure (2) : La prothèse hybride supportée par une barre métallique. Rapportée de MacEntee et coll. 2005

## 2.2. Prothèse conventionnelle vs. Prothèse hybride

Plusieurs études rétrospectives, prospectives et transversales ont confirmé la supériorité de la prothèse hybride par rapport à la prothèse conventionnelle. Les

évaluations psychométriques et physiologiques démontrent une amélioration marquée chez l'édenté complet traité avec des prothèses hybrides. En effet, on note une augmentation de la force et de l'efficacité masticatoire, une amélioration de la qualité de vie, et un changement dans les habitudes alimentaires de la majorité des patients.

### 2.2.1. Efficacité masticatoire

Plusieurs méthodes de mesures cliniques et de tests de laboratoire ont été développées dans le but de quantifier, objectivement et subjectivement, la fonction masticatoire chez l'édenté complet. Une réduction de tous les aspects fonctionnels est observée chez le porteur de prothèses complètes. Les patients avec une édentation complète compensent la perte fonctionnelle par une augmentation du temps masticatoire et un accroissement des cycles (Merick-Stern 2003). De plus, les forces de morsures est fortement diminuée (Fontijn-Tekamp et *coll.* 2000, Branemark PI, Zarb GA). Les implants utilisés pour stabiliser les prothèses hybrides améliorent significativement la mastication (Bakke et *coll.* 2002, Thompson et *coll.* 2003). Ainsi, par rapport à la prothèse complète, les pièces prothétiques supportées par des implants augmentent la force de morsure et diminuent la durée des cycles masticatoires (Merick-Stern 2003, Van Kampen et *coll.* 2002, Bakke et *coll.* 2002, Chen et *coll.* 2002, Fontijn-Tekamp et *coll.* 2000, Fontijn-Tekamp et *coll.* 1998). La figure (3) présentée par Merick-Stern en 2003 permet de comparer quelques paramètres fonctionnels observés dans diverses situations cliniques : (1) une denture naturelle; (2) et (3) avec des prothèses complètes conventionnelles (anciennes et nouvelles); (4) avec une prothèse hybride (PACSR); (5) avec une prothèse de recouvrement (PACSI) et (6) avec une prothèse implanto-portée fixée (bridge complet implanto-porté). On note la perte de la fonction masticatrice après la perte de la dentition et le rétablissement partiel suite à la mise en place des implants dentaires.

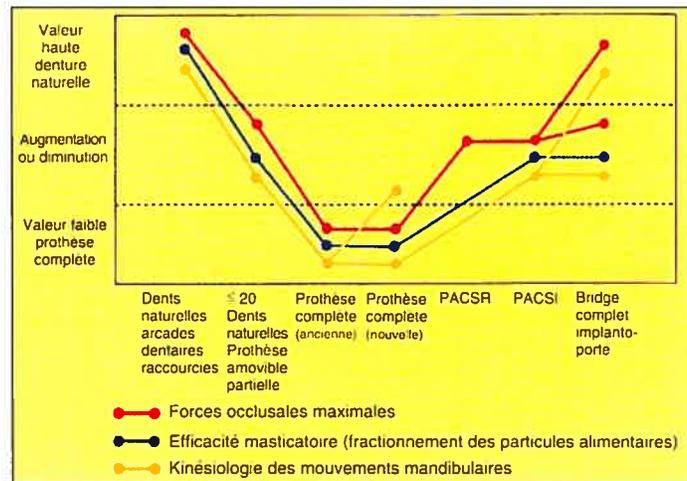


Figure (3) : Évaluation objective des différents paramètres de l'efficacité masticatoire. Rapportée de Merick-Stern et *coll.* 2003

Fontijn-Tekamp et *coll.* 1998 ont distingué les différentes forces de morsure générées par les patients. La force de mastication unilatérale enregistrée peut ainsi être séparée en trois catégories : (g) force de contact minimal, (c) force de mastication et (m) force de morsure maximale (figure (4)). Une distinction significative dans les valeurs enregistrées est rapportée entre les différentes catégories. En effet, la force enregistrée durant les mouvements masticatoires est la moitié de la force de morsure maximale générée par les mêmes sujets. Une certaine variabilité est également rapportée entre les individus. En effet, les auteurs citent des déviations standard importantes au sein des groupes évalués. De plus, une différence existe dans la force développée entre les hommes et les femmes. Pour ce qui est de la force maximale de morsure, leurs résultats sont en accord avec ceux de Bakke et *coll.* en 2002. Ces derniers rapportent une force maximale de 115 N chez l'édenté complet, cette valeur a presque doublé à 193 N chez les patients traités avec des prothèses hybrides.

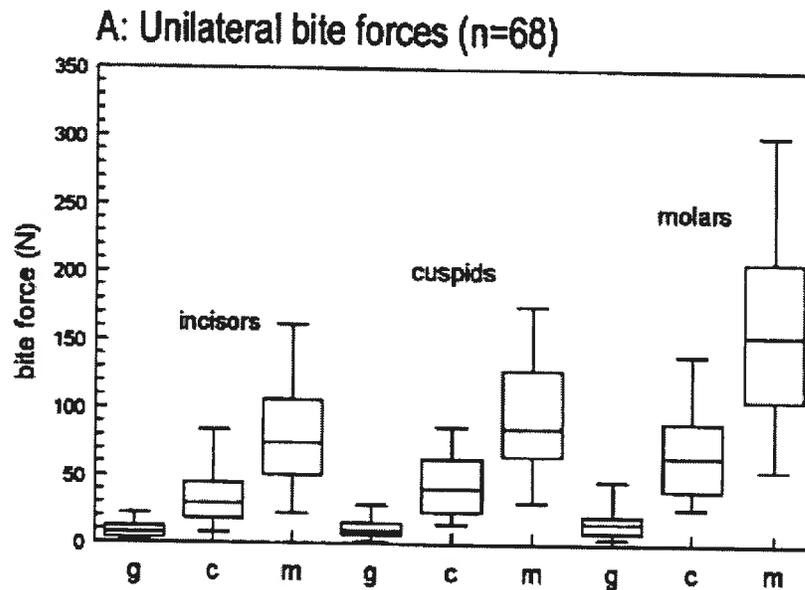


Figure (4) : La force de mastication unilatérale enregistrée au niveau des différentes régions buccales, (g) force minimale, (c) force de mastication et (m) force maximale. Tirée de Fontijn-Tekamp et *coll.* 1998

### 2.2.2. Qualité de vie

L'amélioration de l'efficacité masticatoire chez l'édenté complet traité avec des prothèses hybrides est considérable. Ce progrès est généralement attribué à l'augmentation de la stabilité et la rétention de la pièce prothétique (Fontijn-Tekamp et *coll.* 2000). Ce phénomène amène aussi un changement important dans la qualité de vie. Deux études prospectives comparant les deux modalités de traitements (prothèse conventionnelle vs prothèse hybride) ont été menées par Awad et *coll.* en 2000 et 2003. Ces études ont démontré clairement un changement dans l'état nutritionnel des personnes âgées de 65-75 ans traitées avec des prothèses hybrides. Les évaluations nutritionnelles, les paramètres sanguins et les mesures anthropométriques recueillis six mois après la mise en bouche des prothèses ont démontré une amélioration significative de la santé des patients. Ceci était reflété par

une meilleure distribution du gras et une amélioration de la concentration sérique d'albumine. Cette dernière mesure est un bon indice de l'état de santé général du patient.

Awad et *coll.* 2003 ainsi que Thompson et *coll.* 2003 ont entrepris des études permettant de quantifier l'impact de la santé orale sur l'état psychologique des patients traités avec des prothèses hybrides. Des évaluations objectives (échelles visuelles analogues) et subjectives (questionnaires du profil d'impact de santé buccale) ont été entreprises. Les résultats montrent la supériorité de la prothèse hybride par rapport à la prothèse complète conventionnelle dans toutes les catégories évaluées. En effet, les patients favorisent cette modalité de traitement lorsqu'il est question de mastication, de stabilité, et de confort. Ces études démontrent clairement que les patients édentés sont plus satisfaits avec des prothèses mandibulaires supportées par deux implants qu'avec des prothèses conventionnelles.

De plus, les patients semblent aussi préférer les prothèses hybrides qui offrent un degré de stabilité supérieure. En effet, une corrélation entre les valeurs de rétention des éléments prothétiques, la stabilité et le choix des patients a été notée par plusieurs auteurs (Naert et *coll.* 2004, Naert et *coll.* 1999 Naert et *coll.* 1994 et Burns et *coll.* 1995). Naert a comparé dans une étude prospective de 10 ans les trois mécanismes de rétention disponibles pour supporter des prothèses hybrides (la barre métallique, les aimants et les attaches unitaires à pression) versus le taux de satisfaction. La rétention et la stabilité des prothèses évaluées influençaient directement le taux de satisfaction.

### 2.3. Les attaches unitaires à pression

La majorité des systèmes d'ancrage à pression se compose d'une partie mâle vissée à l'implant et d'une partie femelle nichée dans l'intrados de la prothèse. Ces systèmes

d'ancrage se distinguent souvent par des variations morphologiques de leurs composantes.

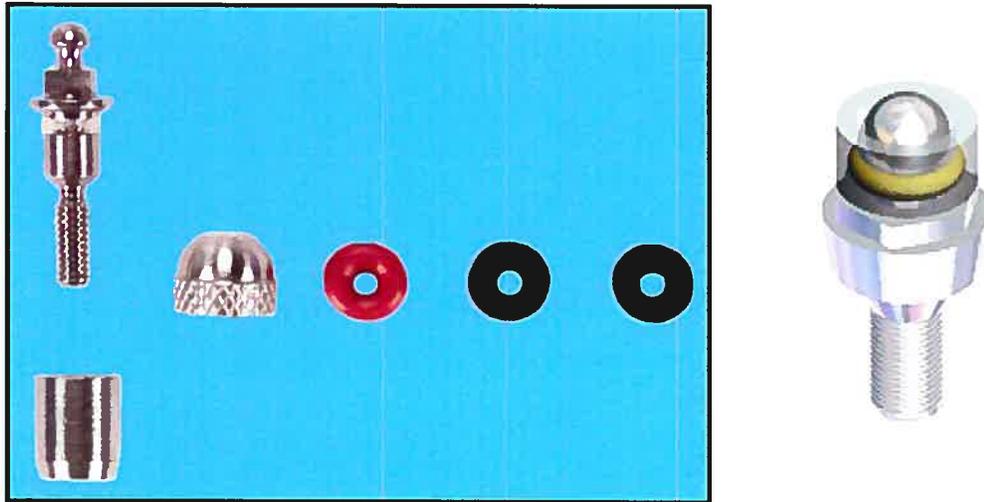


Figure (5): Attaches O-Ring conventionnelles disponibles chez plusieurs manufacturiers. Ces attaches montrent une partie mâle sphérique de différents diamètres et une partie femelle constituée d'un anneau de caoutchouc inclus dans une bague métallique

Les parties femelles peuvent être catégorisées selon leur mécanisme de rétention. Trois différents types sont actuellement disponibles: (1) les bagues de type O-Ring, comprenant un anneau de caoutchouc (attaches boules conventionnelles disponibles par plusieurs manufacturiers) figure (5); (2) les attaches à friction métallique (attaches boules de la compagnie Nobel Biocare 2.25mm) figure (6); et (3) les attaches sphériques contenant un élément rétentif intérieur en plastique (ERA attachment et Locator attachment de la compagnie Zest Anchors) figure (8).

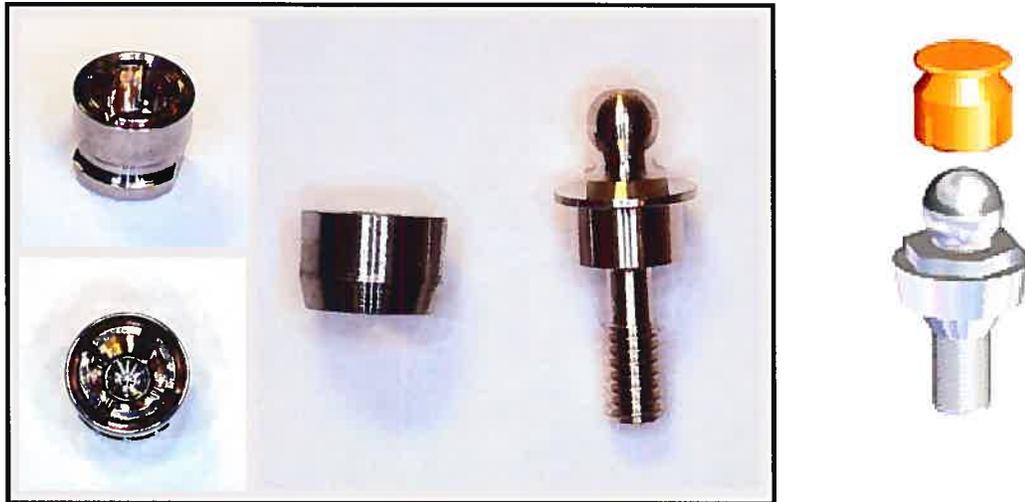


Figure (6) : Attaches boules de la compagnie Nobel Biocare. Ces attaches présentent une partie mâle en forme sphérique d'un diamètre de 2.25mm et une partie femelle à friction métallique offrant une rétention ajustable

La partie mâle démontre aussi des variations dans sa morphologie et sa composition. Certaines attaches présentent une forme sphérique avec la portion extra-coronaire rétentive (attaches boules de 3i, Straumann, Nobel et Astra) figures (5,6). D'autres attaches présentent une cavité rétentive interne dans laquelle l'élément de rétention s'insère (attaches de type Zest Anchors) figure (7). Quelques systèmes présentent des éléments de rétention extra- et intra-coronaire (ERA attachment et Locator attachment) figure (8).

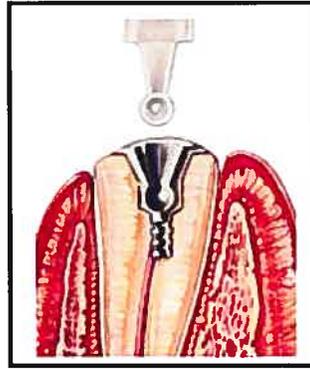


Figure A



Figure B

Figure (7) : Attaches ZA (Zest Anchors) (Fig. 7A) et ZAAG (Zest Anchors Advanced Generation) (Fig. 7B) de la compagnie Zest Anchors. Ces attaches présentent une partie mâle avec une rétention intra-coronaire et une partie femelle en nylon comprenant plusieurs angles de convergence



Figure 8A



Figure 8B

Figure (8) : Attaches ERA (Fig. 8A) de la compagnie Sterngold et Locator (Fig. 8B) de la compagnie Zest Anchors. Ces attaches présentent une partie mâle qui offre une rétention extra et intra-coronaire. La partie femelle est généralement en nylon et présente différents degrés de rigidité

## 2.4. Taux de survie des implants supportant des attaches unitaires

Le taux de survie des implants supportant des prothèses mandibulaires fixées est bien connu (Adell R 1988). Historiquement, la restauration fixe implanto-portée typiquement décrite par P.I. Branemark en 1985 a été considérée comme le traitement de choix des patients édentés. Les prothèses de recouvrement et les prothèses hybrides présentent souvent une solution de rechange dans les cas de limitations anatomiques ou financières. Ce n'est que récemment qu'on a reconnu les avantages des prothèses amovibles et plus particulièrement ceux des prothèses hybrides (McGill consensus report 2002). En effet, la prothèse hybride supportée par des attaches unitaires à pression se distingue par un coût de fabrication réduit (Naert et *coll.* 1991, Feine et Carlson 2003) et une technique simple (Naert et *coll.* 1991). L'hygiène est généralement facilitée par la nature amovible de la pièce et le nombre restreint d'implants dentaires (Cune et *coll.* 1994, Payne et Solomon 2000). De plus, l'absence d'une barre métallique reliant les implants constitue un autre avantage particulièrement chez les patients âgés avec des habiletés limitées. L'hyperplasie gingivale, phénomène courant avec les barres métalliques, ne semble pas être problématique avec ce type de mécanisme prothétique (Naert et *coll.* 1999).

Des études prospectives, des essais cliniques randomisés et des évaluations multicentriques ont été réalisés afin de déterminer la survie des implants dentaires supportant des prothèses hybrides par l'intermédiaire des attaches unitaires à pression. Les critères d'évaluations utilisés par les différents auteurs reposent surtout sur le succès implantaire. Parmi ces critères, on note le niveau osseux marginal, la stabilité de l'implant et les indices gingivaux. Une revue de littérature détaillée est présentée dans le tableau (1). Le taux de survie implantaire rapporté dans ces études

( $\geq 95\%$ ) reflète bien le succès de cette approche prothétique et est similaire aux prothèses fixées.

Tableau (I) : Taux de succès implantaire en prothèse hybride

<i>Auteurs année</i>	<i>Type d'étude</i>	<i>Nb de prothèse</i>	<i>Type de rétention</i>	<i>Période de suivi</i>	<i>Taux de succès</i>
<b><i>Naert et coll. 2004</i></b>	Prospective	36 au totale (12 prothèses sur attaches boules)	Barre, boules ou aimants (Nobel Biocare O-Ring)	10 ans	100%
<b><i>Oetterli et coll. 2001</i></b>	Prospective	70 au totale (7 prothèses sur attaches boules)	Barre ronde, barre parallèle ou boule ITI Strauman)	5 ans	95.3%
<b><i>Gotfredson et coll. 2000</i></b>	Prospective	26 au totale (15 attaches boules)	Attaches boules Astra Tech	5 ans	100%
<b><i>Davis et Packer 1999</i></b>	Prospective	25 au totale (13 attaches boules)	Attaches boules et aimants Astra Tech	5 ans	96% attaches boules 92 % aimants
<b><i>Bergendal et coll. 1998</i></b>	Prospective	32 au totale (13 attaches boules)	Barre et attaches boules Nobel Biocare O-Ring)	5 ans	100% mandibule

Pour les abréviations, S.V.P consulter la section de liste des sigles et abréviations

## 2.5. Complications prothétiques des prothèses hybrides supportées par des attaches unitaires à pression

Plusieurs études prospectives ont évalué les complications prothétiques associées à l'usure des prothèses hybrides (Goodacre 2003). La majorité de ces complications est observée durant la première année de fonction (Walton 2003, Walton et *coll.* 2002, Watson et *coll.* 2002, Chaffee et *coll.* 2002, Payne et Solomon 2000, Bergendal et *coll.* 1998). Ces complications semblent être reliées majoritairement à l'usure, au

délogement ou au remplacement des composantes mâles ou femelles du système de rétention. L'usure est également observée au niveau des bases prothétiques en résine. La fréquence des visites de rappel pour les attaches unitaires à pression semble être supérieure à d'autres systèmes de rétention.

L'usure du système d'attachement dépend principalement de deux facteurs : l'usage clinique et les caractéristiques physiques des composantes. Généralement, les phénomènes de fatigue mécanique, hydrique et thermique au cours de la fonction masticatoire se manifestent par une usure des composantes prothétiques du système d'attachement. Ainsi, l'usure clinique se traduit par une perte des valeurs de la rétention initiale.

Le taux d'usure varie considérablement selon le système d'attachement choisi. Une étude comparant la nouvelle génération des attaches sphériques de Nobel Biocare à la barre métallique ronde a été menée par Walton et *coll.* en 2002. Ils ont démontré une différence significative dans le taux de complications engendré par l'utilisation du système sphérique (neuf fois plus de complication par rapport au système de barre métallique). Cette fréquence diminue à trois fois après une période de trois ans d'usage (Walton 2003). Les auteurs expliquent cette différence par la piètre qualité de fabrication des attaches unitaires utilisées.

Ce modèle de dégradation des attaches axiales a été observé par Watson et *coll.* 2003. Ces derniers ont observé un taux de rappel chez 68% pour des bris de composantes durant la première année de port de la prothèse. Une augmentation considérable de la fréquence d'usure semble être associée aux composantes en caoutchouc (O-Ring). Selon cette étude 22% des patients ont eu besoin d'un rebasage des prothèses dans la première année. Ce paramètre est aussi rapporté par Chaffee et *coll.* en 2002. Parmi les conclusions de cette dernière étude, les auteurs affirment que le rebasage des prothèses maxillaire et mandibulaire constitue la complication la plus fréquente pour les prothèses hybrides, non seulement dans la première année, mais également après

seize mois (38/58 patients ont nécessité un rebasage) (Chaffee et coll. 2002) et même trois ans après la mise en bouche (Payne et Solomon 2000).

Cependant, les travaux de Gotfredsen et Holms en 1999 se distinguent de la majorité en présentant des résultats contradictoires. Leurs études indiquent une fréquence de maintien inférieure pour les prothèses supportées par des attaches unitaires par rapport aux barres. Les auteurs rapportent aussi que le rebasage des pièces prothétiques représente une complication secondaire mineure. Le tableau (2) présente une revue de littérature entourant l'utilisation d'attaches à pression et les complications associées. Ces dernières ont été divisées en trois catégories :

- **Complications associées avec la partie femelle** (*délogement, remplacement, usure, mobilité*)
- **Complications associées avec la partie mâle** (*desserrement, fracture, remplacement, usure*)
- **Complications associées aux extensions prothétiques** (*rebasage et regarnissage*).

Les prothèses hybrides avec attaches à pression offrent donc une meilleure stabilité et une rétention prothétique lors des mouvements fonctionnels de la mandibule. Cependant, un tel système comporte certains inconvénients : une rétention nettement inférieure aux prothèses de recouvrement sur barre Dolder et aux prothèses fixées, une usure accélérée des composantes prothétiques observées cliniquement et une compression des bases ostéo-muqueuses due à un mouvement de rotation de la prothèse lors de la mastication.

Tableau (II) : Complications cliniques en prothèse hybride

<i>Auteurs année</i>	<i>Type d'étude</i>	<i>Nb de prothèse</i>	<i>Type de rétention</i>	<i>Période de suivi</i>	<i>M</i>	<i>Pa</i>	<i>Ba</i>	<i>Maintenance prothodontique</i>
<b>Naert et coll. 2004</b>	Prospective	36 T (12 B)	Nobel Biocare	10 ans	21E	15E	ND	Changement fréquent de la matrice
<b>Walton J. 2003</b>	Prospective	100 T (50 B)	Nobel Biocare 2.25mm	3 ans	95 %	47 %	ND	Attaches boules nécessitent 3X plus de maintenance (2/3 durant la première année)
<b>Watson et coll. 2002</b>	Prospective	72T (72B)	Steri-Oss, ITI, Southern Implants	1 ans	158 E	3E	17E	68% des patients ont nécessité au moins un épisode de maintenance. 22% ont nécessité des rebasages. Les attaches en caoutchouc présentent 2X plus de maintien par rapport aux attaches métalliques
<b>Chaffe N. et coll. 2002</b>	Prospective	58 T (58B)	Dalla Bona Boule	3 ans	ND	ND	38P	90% des patients ont nécessité au moins un épisode de maintenance. 26.9% des complications étaient en relation avec les composantes prothétiques et la perte de rétention
<b>Payne et Solomon 2000</b>	Prospective	52 T (11 B)	Nobel Biocare (O-Ring)	3 ans	51E	ND	40 %	50% des patients ont nécessité un changement de la matrice en caoutchouc
<b>Gotfredson et coll. 2000</b>	Prospective	26 T (15 B)	Astra Tech	5 ans	36E	ND	11P	La majorité des patients montre des problèmes prothétiques durant les 3 dernières années
<b>Davis et Packer 1999</b>	Prospective	12T (13 B)	Astra Tech	5 ans	56 épisodes pour M et P		5P	12 patients sur 13 ont nécessité au moins un épisode de maintien
<b>Bergendal et coll. 1998</b>	Prospective	32 T (13 B)	Nobel Biocare (O-Ring)	5 ans	73E	14E	24E	La majorité des patients montre des problèmes prothétiques durant la première année

Pour les abréviations, S.V.P consulter la section de liste des sigles et abréviations

## 2.6. Mouvement de la prothèse hybride

Malgré la stabilité accrue offerte par les implants dentaires, la prothèse hybride présente un certain mouvement suivant un axe de rotation passant par les deux implants antérieurs. La prothèse hybride supportée par deux implants dans la région canine agit donc comme un levier de type II. L'amplitude du mouvement généré par cette prothèse dépend de plusieurs facteurs :

1. Les types et les caractéristiques physiques du connecteur
2. La compressibilité des tissus de support
3. L'épaisseur des tissus de support
4. La direction de la force appliquée

### 2.6.1. Les caractéristiques du connecteur

La rigidité du système prothétique peut influencer l'amplitude du mouvement d'une prothèse hybride. Les implants dentaires offrent un support à la pièce prothétique uniquement dans sa portion antérieure. Ainsi, la résistance contre les forces occlusales dans la section postérieure dépend en partie de la résilience du mécanisme d'attache. Une évaluation a été entreprise par plusieurs auteurs (Tokuhisha et *coll.* 2003, Porter, Petropoulos et Brunski 2002, Heckmann et *coll.* en 2001, Merick-Stern 1998, Menucci et *coll.* 1998) afin de quantifier le déplacement de la prothèse selon le système d'attaches unitaires utilisé.

Des jauges de pression furent utilisées dans plusieurs de ces études afin d'évaluer la tension transmise sur les implants et sur la crête édentée. La majorité des études présente des spécimens *in vitro* qui contiennent deux attaches prothétiques et un élément compressible afin de mimer le déplacement permis par une prothèse hybride.

Cependant, d'autres ont évalué le mouvement des pièces prothétiques dans un contexte clinique. L'évaluation de la rétention intra-orale en utilisant des jauges de pression s'avère souvent la méthode de choix.

Tokuhisha et coll. 2003 ont évalué la tension transmise aux implants dentaires et le mouvement de la pièce sur un modèle *in vitro*. Cette équipe a comparé les trois modes d'attaches conventionnels utilisés pour supporter une prothèse hybride (les attaches boules, le système barre-cavalier, les attaches magnétiques). Leur but était de déterminer le complexe qui exerce le moins de tension sur les implants tout en minimisant le mouvement de la pièce prothétique. Leurs résultats démontrent que le système barre-cavalier présente le plus de tension sur la surface implantaire tout en maintenant la stabilité de la prothèse. Les attaches magnétiques présentent le moins de tension sur la surface implantaire et le plus de mouvement prothétique. Les auteurs semblent favoriser le système O-Ring qui présente un niveau de tension sur la surface implantaire inférieure au groupe barre-cavalier tout en maintenant une bonne stabilité de la pièce prothétique. Cependant, les auteurs spéculent que cette stabilité est aux dépens du système d'attache. Ainsi, la partie femelle semble absorber la tension afin de diminuer la force transmise sur la surface implantaire.

Porter, Petropoulos et Brunski en 2002 ont comparé dans une étude *in vitro* la force et les moments développés sur différentes attaches prothétiques suite à l'application d'une force verticale compressive sur la prothèse hybride. Quatre différents systèmes d'attaches prothétiques ont été évalués et comparés. Ces chercheurs ont rapporté une différence significative entre la morphologie de l'attache et la tension développée sur les implants. Cela indique qu'un système prothétique rigide (interface interne) peut limiter le mouvement de la prothèse. Cette limitation peut engendrer une augmentation de la force transmise sur les composantes prothétiques et par la suite sur les implants.

## 2.6.2. Le trajet du déplacement et les forces engendrées

Le trajet de la prothèse a été décrit dans deux plans différents. Un déplacement vertical est généralement noté dans un plan sagittal tel qu'illustré dans la figure (9). Cette trajectoire se fait autour d'un arc de cercle ayant un centre qui se situe au niveau des attaches prothétiques. Un mouvement additionnel de la pièce peut aussi être observé dans le plan frontal et ce, durant la mastication. Porter et *coll.* 2002 ont aussi noté que la force ressentie sur les implants, et par conséquent sur les attaches prothétiques, variait selon le type de mastications (unilatérale et bilatérale). Une dépression unilatérale engendre une force compressive du côté ipsilatéral et une force de tension du côté contralatéral.

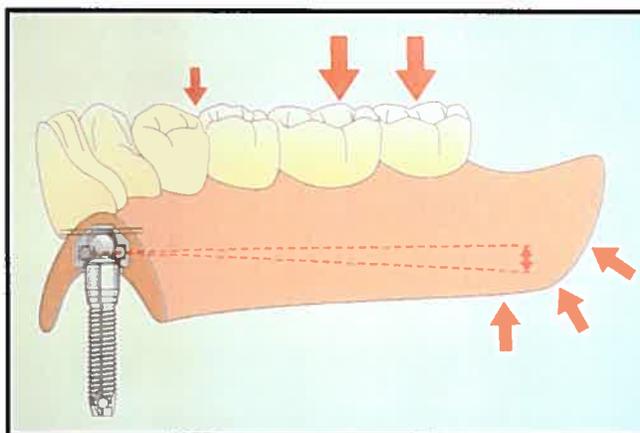


Figure (9) : Le trajet de déplacement d'une prothèse hybride dans un plan sagittal

Merick-Stern en 1998 a évalué les forces maximales transmises aux implants dans un contexte clinique. L'auteur a étudié les forces générées dans un groupe de cinq patients suite à l'application d'une force unilatérale et rapporte une combinaison de force observée sur la surface des implants. Des forces verticales compressives

dominant du côté ipsilatéral. Cependant des forces verticales de tension ont été rapportées du côté contralatéral. Des forces horizontales importantes ont également été enregistrées et semblent prédominer sur les forces verticales (deux à trois fois plus). Ce comportement semble être propre à la prothèse hybride supportée par des attaches boules sur deux implants dans sa portion antérieure. L'importance des forces transversales générées sur les implants et les attaches prothétiques pourrait en partie expliquer l'usure des composantes rapportée *in vivo* par plusieurs auteurs.

Heckmann et *coll.* en 2001 ont présenté une corrélation entre un modèle *in vitro* et *in vivo*. Un modèle stéréolithographique a été machiné à partir d'une imagerie tomographique par ordinateur d'un cas clinique. Le but de ce groupe était de comparer les données retrouvées sur un modèle *in vivo* à un modèle *in vitro* et ce, dans le but de valider la technique et de permettre son utilisation afin de prédire le comportement des implants et les systèmes prothétiques. Dans une étude subséquente, les auteurs ont évalué la variabilité dans la quantité de force transférée à la surface implantaire et la base ostéo-muqueuse par rapport aux différents connecteurs prothétiques. Les auteurs rapportent que la charge transmise aux implants et aux bases est en relation avec la rigidité du connecteur. Ainsi, une connexion rigide démontre une augmentation dans la charge ressentie au niveau des implants et par conséquent une diminution du mouvement de la prothèse et de la force transmise sur la crête édentée. Ces résultats confirment et renforcent ceux rapportés par plusieurs études *in vitro*.

La majorité des études *in vitro* et *in vivo* semble démontrer une corrélation entre le système d'attache prothétique, le mouvement de la prothèse hybride et la force transmise sur la surface implantaire. Les résultats rapportés ont été validés tant par des études *in vitro* qu'*in vivo*. Cependant, ces évaluations se limitent à une description de la distribution de force entre les implants dentaires et les bases ostéo-muqueuses. Ces dernières n'expliquent pas l'usure des composantes et les complications prothétiques observées cliniquement.

### 2.6.3. La compressibilité des tissus de support

L'amplitude du déplacement vertical de la prothèse hybride dans le segment postérieur dépend en partie de la résilience du mécanisme d'attache. Les tissus ostéo-muqueux de cette région offrent une résistance contre le mouvement de la pièce prothétique. La muqueuse gingivale de la crête alvéolaire se compose majoritairement de fibres de collagène et d'eau. Une grande variabilité existe dans l'épaisseur et la qualité de ces structures. Suite à l'application d'une force externe, une compression de ces tissus est engendrée. Ainsi, l'application d'une force sur une prothèse complète amène généralement une déformation des tissus de support. Cette distorsion tissulaire est responsable de l'instabilité de la prothèse. La compression tissulaire a été évaluée par plusieurs auteurs. (Compagnon et *coll.* 2003; Kydd et *coll.* 1969; Kydd et *coll.* 1969; Kydd et *coll.* 1982; Ismail et *coll.* 1971; Maeda et *coll.* 1984).

Kydd et *coll.* en 1969 ont observé que, suite à une application de force soutenue, une compression tissulaire de 45% de l'épaisseur originale peut être engendrée. La déformation tissulaire renferme deux phases distinctes, la phase élastique et la phase visqueuse. La figure (10) schématise le déplacement tissulaire suivant l'application d'une force constante durant un intervalle de temps. La première partie du graphique montre une compression tissulaire due généralement à la compression des fibres de collagène (phase élastique). Une redistribution du volume aqueux amène une déformation latente (phase visqueuse). Cette distorsion est maintenue durant l'application de la force. La phase de récupération est généralement plus lente et souvent incomplète. Le rebond tissulaire est aussi accompli en deux parties : la phase élastique est responsable de la récupération immédiate et rapide et la phase visqueuse qui représente le retour du volume liquide peut prendre plusieurs heures avant un rétablissement complet. Cette phase visqueuse semble être liée à l'âge des

individus. Ainsi, une personne de 25 ans démontre une récupération rapide qui peut prendre quelques minutes. Par contre, le rétablissement chez une personne âgée peut atteindre plusieurs heures.

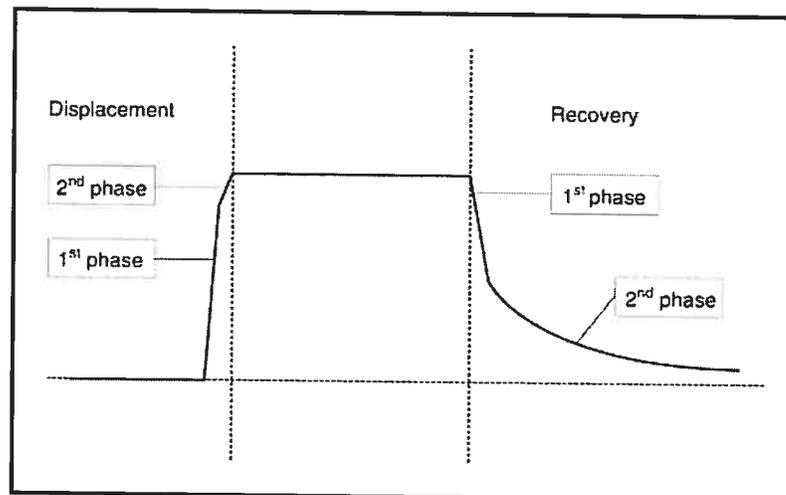


Figure (10) : Le comportement tissulaire suite à l'application d'une force. Les phases élastique et visqueuse de la déformation et la récupération tissulaire sont illustrées. Reproduite de l'article de Compagnonie et *coll.* 2003

Compagnonie et *coll.* ont évalué le comportement des prothèses complètes suite à l'application d'une force occlusale. Ils ont tenté de quantifier et de décrire la déformation des tissus de support et le mouvement des prothèses complètes. Ils ont évalué dix patients complètement édentés durant une application de force maximale volontaire et une simulation de mastication. Le déplacement a été évalué en utilisant un instrument kinésographique relié à un système d'évaluation informatique. Leurs résultats confirmaient les observations de Kydd et *coll.* en 1974. Ils ont montré que la muqueuse orale présente une déformation rapide et immédiate suite à l'application d'une force externe. Le rétablissement de cette distorsion est souvent graduel et incomplet.

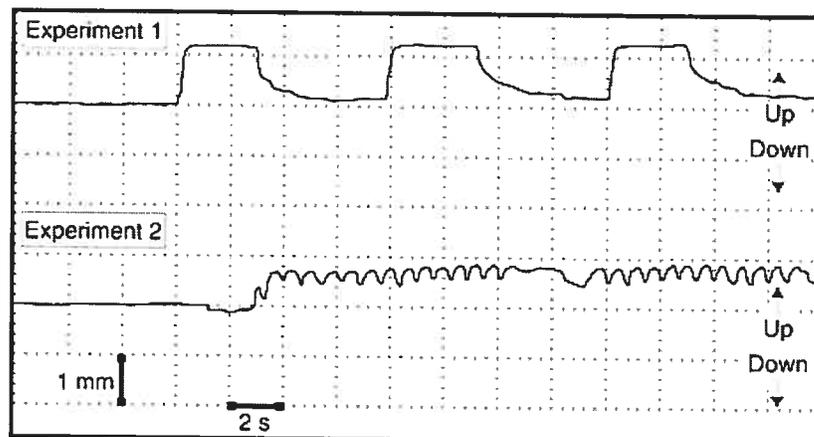


Figure (11): Le déplacement vertical enregistré suite à l'application d'une force occlusale (expérience 1) ou un mouvement répétitif simulant la mastication (expérience 2). Reproduite de l'article de Compagnonie et *coll.* 2003

Ce phénomène est aussi observé durant les compressions répétitives qui simulent la mastication. Cependant, la récupération des tissus semble être beaucoup moins évidente. Ainsi, une déformation plastique des tissus de support est notée (figure (11)).

Compagnonie et *coll.* 2003 rapportent aussi une variabilité dans la quantité du déplacement vertical de la prothèse durant la mastication. Une moyenne de 0.82mm de déplacement vertical est rapportée par cette équipe. Une grande variabilité est observée entre les dix patients évalués (maximum 1.32mm, minimum 0.362). Les auteurs relient cet effet à des facteurs anatomiques et physiologiques (épaisseur initiale des muqueuses et forces occlusales). Cette variation dans le déplacement vertical des prothèses complètes sous les forces occlusales a été observée par plusieurs auteurs. Ismail et *coll.* 1971 rapportent un déplacement qui varie de 0.5mm à 2.5mm. Maeda et *coll.* 1984 citent un mouvement vertical de 0.5 mm à 1.6 mm.

#### 2.6.4. L'épaisseur des tissus de support

L'épaisseur de la muqueuse orale a été évaluée par plusieurs auteurs (Tomlin et *coll.* 1968; Kydd et *coll.* 1971; Ushida et *coll.* 1989; Muller et *coll.* 1999; Wara-Aswapati et *coll.* 2001). Kydd et *coll.* 1971 ont étudié l'épaisseur des tissus oraux qui offrent un support à la prothèse amovible chez le patient édenté. Cette évaluation a été entreprise avec un équipement ultrasonique qui calcule la différence d'une onde projetée afin de déterminer l'épaisseur des tissus. Une épaisseur moyenne de 1.4mm à 4.3mm a été rapportée au niveau de la crête édentée au maxillaire supérieur. D'autre part, la crête mandibulaire démontrait des valeurs inférieures qui s'échelonnaient de 1.9mm à 2.5mm. Les auteurs mentionnent qu'il existe une très grande variabilité dans l'épaisseur et la qualité des tissus de support chez l'édenté complet.

Ushida et *coll.* 1989 ont aussi évalué l'épaisseur des tissus de support chez le patient édenté. Une méthodologie similaire à celle de Kydd et *coll.* 1971 a été utilisée. Une épaisseur moyenne de 1.92mm à 2.38mm a été rapportée pour la crête édentée au maxillaire supérieur. La crête mandibulaire démontrait une épaisseur moyenne de 1.45mm à 1.58mm. Ces observations confirment la variabilité entre les tissus. Cependant une corrélation semble exister entre l'épaisseur de la muqueuse et le sexe, l'âge, la localisation et le degré de résorption.

#### 2.6.5. La position de la force appliquée

Le déplacement vertical de la prothèse semble aussi dépendre de la position de l'application de la force par rapport au centre de rotation établi entre les implants. Une évaluation de ce paramètre a été entreprise par Setz et *coll.* afin de comparer l'amplitude du mouvement vertical de la pièce prothétique par rapport à la position de la force appliquée. Ces auteurs ont rapporté un déplacement vertical qui augmente

graduellement en s'éloignant de l'axe de rotation antérieure. Selon leur modèle *in vitro*, une compression maximale est observée lors de l'application d'une force dans la région de la première molaire, soit 28mm distale à l'axe établi entre les deux implants antérieurs.

En somme, la prothèse hybride présente un «pattern» de mouvement complexe qui dépend de plusieurs paramètres. Parmi ceux-ci, on retrouve la résilience des systèmes d'attaches, la compressibilité et l'épaisseur des tissus de support et l'endroit de l'application de la force. Plusieurs études *in vitro* et *in vivo* ont décrit les mouvements de rotation de la pièce prothétique dans le plan frontal et sagittal. Une grande variabilité est notée dans l'épaisseur initiale des tissus de support, la capacité de les déformer ainsi que leur capacité de récupération. Un mouvement supérieur de la pièce est également observé en appliquant une force qui s'éloigne de l'axe de rotation établi par les attaches prothétiques. Le déplacement vertical est ainsi le résultat d'une combinaison de tous ces facteurs.

## 2.7. La rétention

Dans le cas de la prothèse hybride, la rétention peut être définie comme la force maximale nécessaire afin de séparer la partie femelle de la partie mâle durant un intervalle de temps (Petropoulos et coll. 1997). Plusieurs études ont tenté d'évaluer le comportement des pièces prothétiques *in vitro*, et ce, dans le but de quantifier la rétention initiale des éléments prothétiques et les complications reliées à leur utilisation pour supporter des prothèses hybrides (K.H. Chung et coll. 2004, Botega et coll. 2004 ; Bessimo et coll. 2003 ; Porter et coll. 2002 ; Petropoulos et coll. 2002 ; Epstein et coll. 1999 ; Formentin et coll. 1999 ; Wichmann et coll. 1999 ; Setz et coll. 1998 ; Gamborena et coll. 1997 ; Cohen et coll. 1996 ; Breeding et coll. 1996 ; Leung et Prieskel 1991).

Petropoulos et *coll.* 1997 ont analysé dans un contexte de laboratoire le comportement des attaches suivant l'application d'une force de traction (g) en fonction du déplacement (mm). Ce groupe a établi un profil de tension (load profile) d'une attache de semi-précision (figure (12)). Ce graphique a été généré suivant l'application d'une force de traction par un appareil Instron série 5 500 sur un spécimen contenant deux attaches de semi-précision supportant une prothèse hybride. Suite à l'application d'une force de traction, on note un déplacement graduel de la portion femelle dans la même direction de la force. La pente de cette première phase dépend ainsi de la plasticité de l'élément rétentif. Ainsi, un élément rigide offrira moins de déplacement pour une même force appliquée. Le point B correspond à la force maximale rencontrée par la machine Instron, tandis que le point D représente la perte de rétention totale du système d'attache. La différence entre ces deux points est définie comme la période de relâchement (release periode) qui illustre la perte progressive de la rétention.

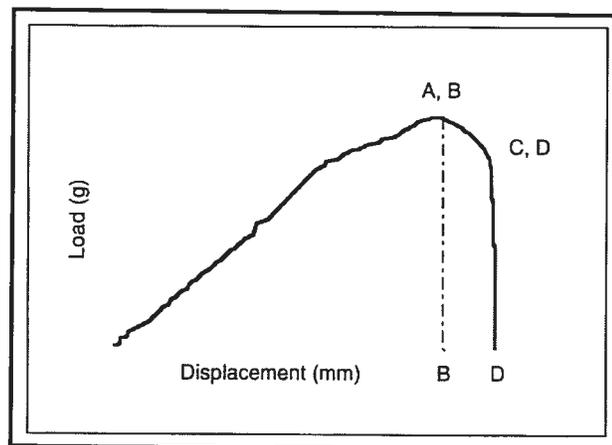


Figure (12) : Le comportement des attaches suivant l'application d'une force de traction (g) en fonction du déplacement (mm). Rapportée de Petropoulos et *coll.* 1997

Les principes de base de la rétention ont été évalués par plusieurs auteurs (Jorgenson 1955, Lorey 1968, Gilboe 1974). Historiquement, les concepts de base de la rétention ont été décrits dans le cadre des préparations dentaires pour les prothèses partielles fixées. Cependant, ces mêmes principes peuvent être appliqués dans n'importe quel domaine de la prothèse. La rétention d'une prothèse hybride dépend ainsi de la morphologie de l'attache et de la résilience de l'élément rétentif (tableau (3)).

Tableau (III) : Les facteurs de base qui régissent la rétention des attaches de semi-précision

<i>Facteurs</i>	<i>Plus de rétention</i>	<i>Moins de rétention</i>
<b>Convergence</b>	Moins de convergence	Plus de convergence
<b>Étendue de surface</b>	Plus grande surface	Moins grande surface
<b>Rainure de rétention</b>	Plus profonde	Moins profonde
<b>Résilience des gaines</b>	Plus rigide	Moins rigide

### 2.7.1. Morphologie de l'attache:

La rétention d'une attache dépend d'un ensemble de facteurs : la convergence des parois, l'étendue de la surface (la hauteur et la largeur des attaches) et les zones de contre-dépouille (rainure de rétention).

Jorgensen en 1955 a été le premier à analyser par des tests de laboratoire la relation entre la rétention et la convergence (figure (13)). Il a démontré une corrélation positive entre la rétention d'une couronne unitaire et le degré de convergence de la préparation. Il a noté que la rétention d'une couronne diminue rapidement lorsque la convergence des parois passe de 6 à 25 degrés.

Une relation directe a été aussi démontrée entre la surface d'un pilier et la rétention. Lorey 1968 et Gilboe 1974 ont démontré qu'un pilier de large diamètre sera plus rétentif qu'un pilier de petit diamètre et ce, pour une hauteur et une convergence égales. Ainsi, les auteurs ont noté que plus la surface est grande, plus la rétention est importante. Tous ces facteurs de rétention ont été élaborés pour les prothèses partielles fixées sur dents naturelles. Toutefois, il demeure des principes de base applicables en implantologie où la rétention d'un élément est nécessaire. Ces mêmes principes ont servi à la conception de plusieurs systèmes d'attaches unitaires offerts par les différents manufacturiers.

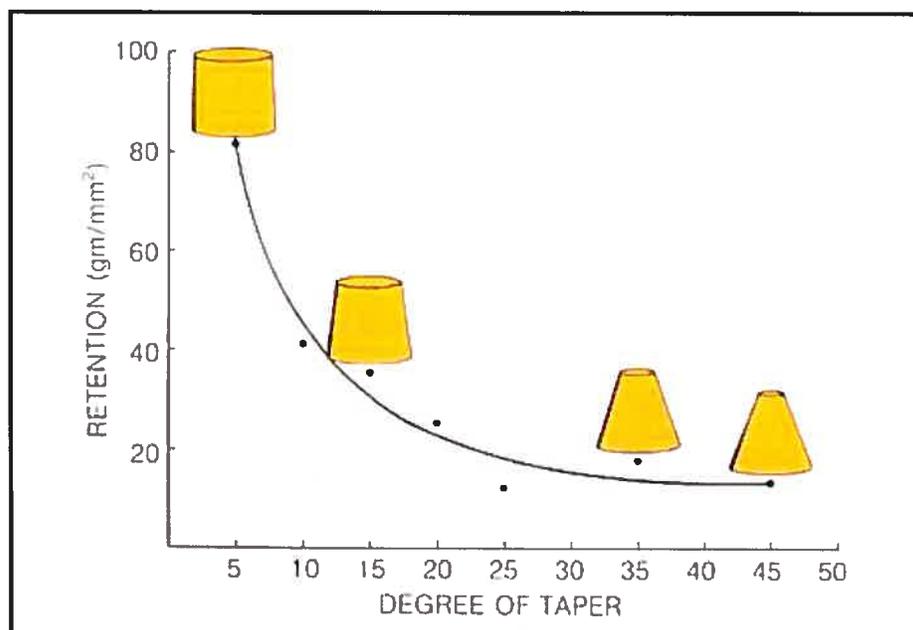


Figure (13) : La relation entre la rétention et le degré de convergence d'une préparation dentaire. Rapportée de Jorgensen 1955

Leung et Prieskel 1991 ont étudié l'effet de la morphologie de la partie mâle d'un système d'attache sur la rétention (figure (14)). Ils ont évalué onze attaches unitaires qui comportent des caractéristiques distinctes. Ces auteurs rapportent que les attaches unitaires mâles qui présentent des parois parallèles démontrent une plus grande

période de relâche (release period). Donc ces attaches mâles offrent une plus grande surface et une meilleure résistance au délogement de la partie femelle. Ainsi, la force maximale requise pour déloger l'élément est maintenue sur une plus longue période de temps. Toutefois, les attaches ayant des rainures de rétention présentent un profil de résistance en forme pyramidale et démontrent une augmentation suivie d'une diminution rapide de la résistance sur une période de temps très courte. Les auteurs ont noté que seulement une petite portion de la surface de l'attache participe à créer une résistance au délogement de la composante rétentive.

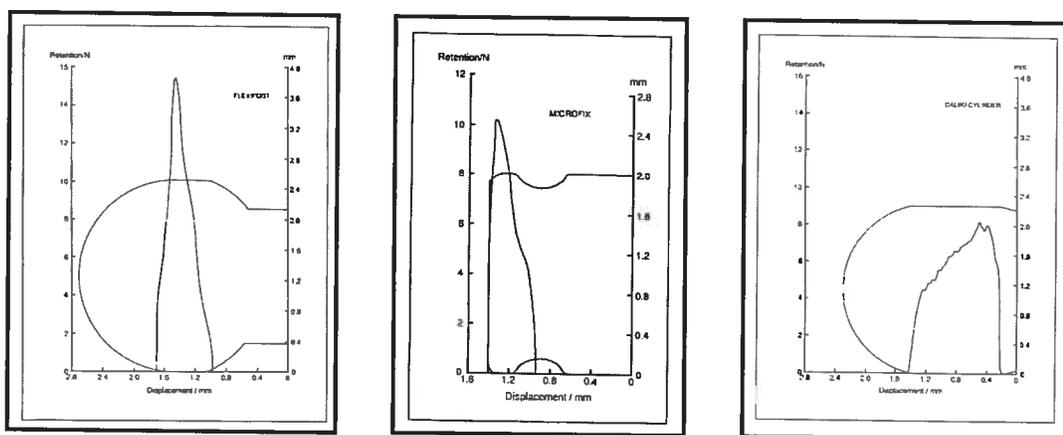


Figure (14) : L'effet de la morphologie de la partie mâle d'un système d'attache sur le profil de la rétention. Tirée de Leung et Prieskel 1991

Botega et *coll.* 2004 ont évalué la rétention des attaches boules des compagnies Conexao et Lifecore. Ces attaches possèdent une partie mâle sphérique et une partie femelle en forme d'anneau de caoutchouc de type O-Ring. Une différence importante entre les valeurs initiales de rétention a été rapportée pour ces deux attaches qui présentent pourtant une morphologie semblable. Une rétention initiale de 12.78N est retrouvée pour les attaches boules de la compagnie Conexao, tandis que les attaches sphériques de la compagnie Lifecore démontrent des valeurs de rétention supérieures (18.41N). Suivant une analyse plus attentive de la morphologie des attaches, les auteurs attribuent la différence de la rétention au diamètre de la sphère de la portion

mâle (2.15mm pour la compagnie Lifecore et 2.0mm pour la compagnie Conexao). Donc, pour la compagnie Lifecore, une déformation plus importante de l'anneau en vinyle doit avoir lieu avant la séparation des deux éléments de l'attache.

### 2.7.2. La résilience de l'élément rétentif

La résilience de l'élément rétentif peut aussi jouer un rôle dans la valeur finale de la rétention d'une attache prothétique. Ainsi, plusieurs attaches présentent des parties femelles ayant des gaines de rétentions différentes. Ces dernières varient dans leur capacité de se déformer suite à l'application d'une force. Donc, une gaine plus rigide offrira plus de résistance au délogement de la partie mâle durant le mouvement de désinsertion.

Plusieurs études ont tenté de vérifier la différence entre les gaines de rétention offertes par les manufacturiers. Des résultats très variables ont été rapportés. Gamborena et *coll.* 1997 ont évalué la rétention de quatre différentes gaines disponibles pour l'attache ERA (distribuée par la compagnie Sterngold). Cette attache présente une partie mâle avec un mécanisme de rétention extra-coronaire et intra-coronaire. La partie femelle est constituée d'un élément en plastique enfoui dans un boîtier métallique. Les valeurs initiales de rétention ont été catégorisées dans deux groupes distincts qui démontraient une différence statistiquement significative. Le groupe ERA (White) le moins rétentif était le seul qui se distinguait avec des valeurs de rétention de 15 N. Les autres groupes présentaient des valeurs qui s'échelonnaient entre 23 N et 25 N.

H.H. Chung et *coll.* 2004 ont évalué la rétention initiale des attaches présentant des surfaces extra-coronaires et intra-coronaires de rétention. Les gaines blanches et grises (moins rétentives et la plus rétentive) de l'attache ERA et les gaines roses et blanches de l'attache Locator ont été évaluées. Des valeurs de 12.33 à 35.24 N ont été

rapportées par ce groupe. La variation dans la rétention était reliée aux différentes gaines évaluées. Les auteurs expliquent cette différence par une variation dans la rigidité des éléments rétentifs et ont noté une déformation plastique plus importante dans le groupe des gaines offrant une résistance supérieure au délogement. Cela pourra indiquer une perte de rétention plus rapide de ce groupe durant les activités quotidiennes des patients.

### 2.7.3. Études *in vitro*

Plusieurs études ont tenté de comparer la rétention initiale de différentes attaches prothétiques *in vitro* (K.H. Chung et coll. 2004, Botega et coll. 2004 ; Besimo et coll. 2003 ; Porter et coll. 2002 ; Petropoulos et coll. 2002 ; Epstein et coll. 1999 ; Formentin et coll. 1999 ; Wichmann et coll. 1999 ; Setz et coll. 1998 ; Gamborena et coll. 1997 ; Cohen et coll. 1996 ; Breeding et coll. 1996). Une très grande variabilité entre les valeurs initiales des différentes attaches a été rapportée par ces auteurs (tableau (4)).

Formentin et coll. 1999 ont évalué la rétention initiale des attaches présentant une partie femelle en plastique ou en caoutchouc. Ils ont classifié les attaches évaluées par ordre décroissant de capacité rétentive (l'attache TSIB étant la plus rétentive suivie par le O-Ring, le Supra-Snap et le ZAAG). La différence entre les groupes était statistiquement significative. Des valeurs de rétention initiales de 5 à 34 N (mouvements de traction des attaches unitaires) ont été rapportées par ce groupe durant leurs manipulations.

Petropoulos et coll. 2002 ont tenté d'évaluer le lien entre l'angle nécessaire pour le retrait de la prothèse et la valeur de la rétention enregistrée. Six différents groupes d'attaches ont été comparés. Aucune corrélation entre les valeurs de rétention et l'angulation nécessaire au retrait de la prothèse hybride n'a pu être enregistrée.

Cependant, une différence significative entre les valeurs initiales de rétention de certains groupes a été notée. Elle semble découler de la variabilité dans la morphologie des attaches. Celles-ci avec une rétention intra-coronaire, telles les attaches ZAAG, présentaient une valeur de rétention de 37.2 N suivies en ordre décroissant par l'attache boule standard de Nobel à 24.3 N, l'attache Sterngold ERA (orange) à 18.5 N, l'attache boule de Nobel de 2.25mm de diamètre à 17.8 N, l'attache Sterngold ERA (White) 12.7 N et finalement la Zest Anchor à 11.6 N.

Une certaine variabilité est également retrouvée entre des attaches d'un même manufacturier. Setz et *coll.* 1998 rapportent des déviations standard importantes dans certains groupes d'attaches évalués. Ces déviations sont supérieures à 25% de la moyenne des valeurs de rétention initiale observées. Petropoulos et *coll.* 2002 confirment ces observations dans leur étude qui rapporte des déviations standard dans certain groupe d'attaches pouvant dépasser 40-50% la valeur moyenne de la rétention initiale.

La machine Instron ou les jauges de pression ont été utilisés dans plusieurs de ces études afin d'évaluer les valeurs initiales de la rétention des attaches prothétiques. Des échantillons simulant les conditions buccales étaient utilisés. La majorité des études présente des spécimens qui contiennent deux attaches prothétiques afin de mimer la rétention fournie par une prothèse hybride. Cependant, certains auteurs utilisent des modèles contenant une seule attache durant leur évaluation (Cohen et *coll.* 1996, Formentin et *coll.* 1999). Ce type de «design» permet une comparaison entre les différentes attaches évaluées. Toutefois, il s'avère limité quant à la validité clinique de ses résultats.

Tableau (IV) : La rétention initiale des attaches unitaires à pression

<i>Études</i>	<i>Test</i>	<i>Attaches évaluées</i>	<i>Rétention initiale</i>	<i>Commentaires</i>
<b>Hwok-Hung Chung et coll. 2004</b>	I	SEW	23.76N	La variabilité dans la rétention était reliée aux différentes gaines évaluées. Les auteurs expliquent cette différence par une variation dans la rigidité des éléments rétentifs
		SEG	35.24N	
		LRW	28.95N	
		LRP	12.33N	
		SB	27.4N	
<b>Botega et coll. 2004</b>	I	OR-S	12.78N	Les auteurs attribuent la différence de la rétention au diamètre de la sphère de l'attache mâle (morphologie de l'attache)
		OR-S2	18.41N	
<b>Petropoulos et coll. 2002</b>	I	ZA	11.6N	Les auteurs attribuent la différence entre les valeurs initiales de rétention et la morphologie des attaches
		ZAAG	37.2N	
		NBS	24.3N	
		NB2	17.8N	
		SEO	18.5N	
		SEW	12.7N	
<b>Epstein et coll. 1999</b>	D	ZAAG	27.67N (6.22lb)	Les auteurs n'expliquent pas la différence entre les valeurs de rétention initiale observées
		Flexi-O	53.42N (12.01lb)	
		O-SO	25.04N (5.63lb)	
		SEG	53.38N (12.00lb)	
		SEW	29.58N (6.65lb)	
		Access-post-O	38.61N (8.68lb)	
<b>Formentin et coll. 1999</b>	I	TSIB	34.13N	Les auteurs n'expliquent pas la différence entre les valeurs de rétention initiale observées
		SS	5.19N	
		O-ring	16.67N	
		ZAAG	18.00N	
<b>Setz et coll. 1998</b>		Dal-Ro	80.00N	Les auteurs n'expliquent pas la différence de rétention observée (Valeurs approximatives rapportées). Cependant, les groupes qui présentent des attaches mâles en titane et des attaches femelles en or se distinguent par des valeurs de rétention supérieures
		O-Ring 3i	20.00N	
		NBS	10.00N	
		NB1	30.00N	
		NB2	30.00N	
		SBA	80.00N	
		FBA	70.00N	
<b>Gamborena et coll. 1997</b>	I	SEW	15.0N (1.52kg)	Les auteurs expliquent la différence entre les valeurs de rétention initiale par la rigidité des gaines disponibles
		SEO	24.71N (2.52kg)	
		SEG	24.03N (2.45kg)	
		SEB	22.75N (2.32kg)	

Pour les abréviations, S.V.P consulter la section de liste des sigles et abréviations

### 2.7.4. Études *in vivo*

Certains auteurs ont évalué la rétention des attaches prothétiques dans un contexte clinique (Cune et *coll.* 2005, Van Kampen et *coll.* 2003, Burns et *coll.* 1995, Naert et *coll.* 1994, 1999, 2004). L'évaluation clinique de la rétention de la prothèse à l'aide des jauges de pression est la méthode de choix. Ceci est dû à la facilité de manipulation des jauges dans un contexte clinique et la disponibilité des équipements (Burns et *coll.* 1995, Naert et *coll.* 1994, 1999, 2004). Toutefois, le groupe de Van Kampen a établi un protocole d'évaluation de la résistance au délogement des prothèses amovibles à l'aide de la machine Instron (figure (15)). L'évaluation de la rétention *in vivo* est une méthode préférable parce qu'elle tient compte de certains facteurs rencontrés en bouche, tels la présence de la salive qui facilite la cohésion.

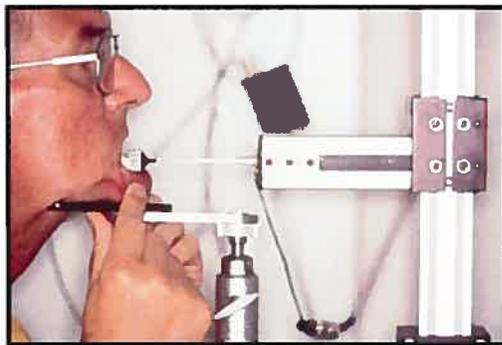


Figure A



Figure B

Figure (15) : Le montage utilisé par l'équipe de Van Kampen pour l'évaluation de la rétention des prothèses. La figure (15A) montre le patient sur la machine Instron. La figure (15B) présente le montage utilisé pour retenir la prothèse

Burns et *coll.* 1995 ont évalué la rétention des prothèses hybrides sur une période de six mois. Des valeurs objectives de la résistance au délogement de la prothèse ont été prises à l'aide d'une jauge à pression. Des attaches de la compagnie Calcitek ont été

étudiées et présentent une partie mâle sphérique. Un anneau de caoutchouc inclus dans une bague de type O-Ring assure la rétention de la pièce prothétique. Les auteurs rapportent en moyenne des valeurs de rétention de 9.072 N (925.10 g) pour ces attaches.

Naert et *coll.* 1994, 1999, 2004 ont suivi des patients ayant reçu des prothèses hybrides sur une période de 10 ans. Une évaluation objective de la rétention initiale des prothèses a été effectuée. Les auteurs ont évalué des attaches boules de la compagnie Nobel Biocare qui présentent une partie mâle sphérique et un anneau en caoutchouc qui assure la rétention. Des valeurs comparables au groupe de Burns 1995 ont été rapportées.

Van Kampen et *coll.* 2003, dans une étude prospective de 3 mois, ont étudié le comportement des attaches dans un contexte clinique. La rétention initiale a été évaluée par la machine Instron. Des attaches boules de la compagnie Frialit-2 ont été utilisées par ces auteurs pour supporter les prothèses hybrides. Ces attaches se distinguent par une partie mâle sphérique et une partie femelle qui assurent la rétention par un élément métallique. Les auteurs rapportent des valeurs de rétention initiale de 28.0 N. Ces valeurs sont comparables à celles rapportées par Petropoulos et *coll.* 1997 en évaluant des attaches similaires dans un contexte *in vitro*.

En somme, une grande variété d'attaches unitaires à pression est disponible sur le marché. L'efficacité clinique de ces diverses attaches n'est pas toujours rapportée dans la littérature. Quelques études *in vitro* ont tenté de quantifier et de comparer les valeurs initiales de rétention. Il existe une grande variabilité dans les résultats entre les différentes attaches. La corrélation entre les études *in vitro* et *in vivo* est limitée. Ceci est dû à la différence entre les modèles d'étude utilisés par les investigateurs et la situation en bouche.

Selon Lechmann et Arnim en 1978, une rétention minimale de 5 à 7 N est nécessaire afin de stabiliser une prothèse hybride lors la mastication. La majorité des attaches démontre des valeurs initiales de rétention qui dépassent largement cette valeur minimale. Cependant, ces valeurs ne tiennent pas compte de l'usure des attaches et de la perte de rétention due à la fatigue qui surviendront dans le temps.

## 2.8. La fatigue

La fatigue d'une prothèse hybride peut être définie comme l'usure ressentie par les composantes prothétiques durant la période d'usage quotidien de la pièce. Cette dégradation peut être le résultat de la manipulation de la prothèse par le patient, incluant l'insertion et la rétraction de la prothèse, des déformations liées à la mastication ainsi que le nettoyage des éléments prothétiques.

Les prothèses de recouvrement supportées par 2 implants en position antérieure démontrent un mouvement occluso-gingival durant la mastication. L'amplitude de ce mouvement est souvent en relation avec l'épaisseur et la compressibilité des tissus de support, la résilience du système d'attache, la distance de l'application de la force par rapport à l'axe de rotation et la grandeur de la force appliquée. Le mouvement généré est souvent établi autour d'un axe de rotation imaginaire qui peut être dessiné entre les deux implants en position canine. Ainsi, l'usure des attaches prothétiques peut être due au déplacement en trois dimensions de la prothèse durant la mastication.

### 2.8.1. Étude de fatigue *in vitro*

Les modèles d'étude *in vitro* incluent généralement un montage permettant de simuler l'usage clinique de la prothèse. Cependant, la majorité des études simule exclusivement la rétraction et l'insertion de la prothèse par le patient durant ses

activités journalières. Ces modèles suivent généralement le même principe et regroupent (figure (16)):

1. Deux mécanismes de rétention qui logent les parties mâle et femelle.
2. Un engin qui permet la rétraction et l'insertion des éléments prothétiques dans un axe linéaire.
3. Un nombre de cycles prédéterminé qui reflète une période d'usage fixe.

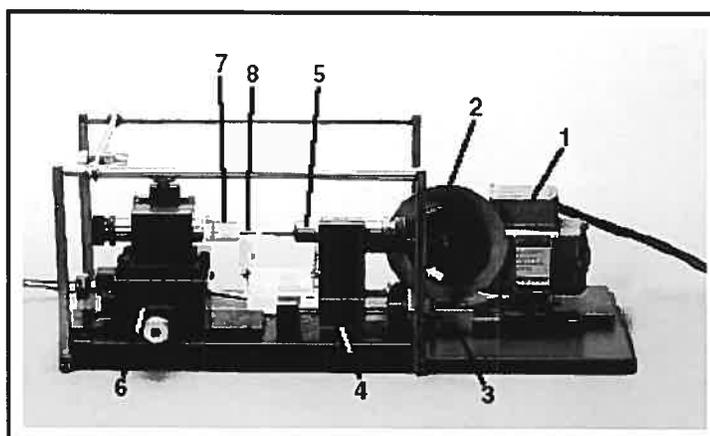


Figure (16) : Le montage utilisé par Bessimo et *coll.* pour mettre en fatigue les attaches de semi- précision. Ce montage produit des mouvements d'insertion et de rétraction qui simulent l'utilisation de la prothèse hybride par le patient

Le comportement des attaches après les tests de fatigues est souvent variable. Majoritairement les attaches démontrent un comportement non linéaire. Une augmentation initiale de la rétention est observée suivie par une perte progressive (Steward et Edwards 1983, Wichmann et *coll.* 1999, Setz et *coll.* 1998, Besimo et *coll.* 2003). Steward et Edwards ont été les premiers à décrire cet effet sur les attaches en 1983. Ils ont noté une augmentation de la rétention d'un seul groupe d'attaches parmi les six groupes évalués. Ils ont attribué cette augmentation initiale de la rétention à celle des rugosités de surface des attaches. Wichmann et *coll.* ont aussi

décrit ce phénomène et ont évalué 5 attaches de précision pour les prothèses partielles fixées. Ce groupe explique l'augmentation de la rétention par une assise initiale des attaches en métal ou une expansion hygroscopique de celles en plastique. Une perte progressive de la rétention suit cette phase. La perte est associée à une usure de la surface des composantes mâle et femelle de l'attache (figure (17)).

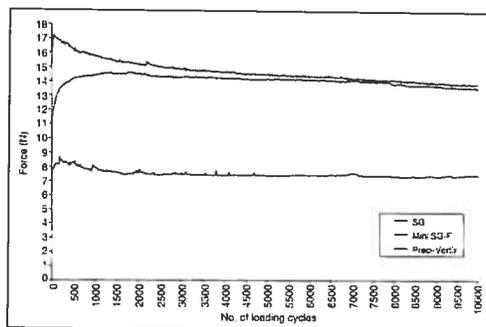


Figure A

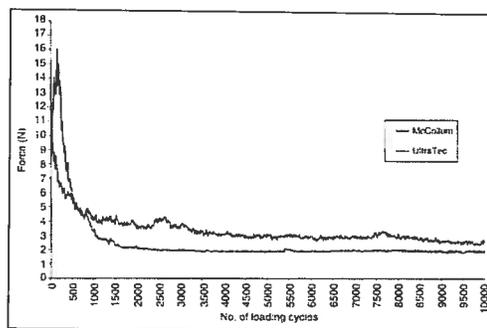


Figure B

Figure (17) : Le comportement des attaches suivant un certain nombre de cycles de rétraction et d'insertion. Figure (17A) illustre les attaches contenant une gaine en plastique. Figure (17B) présente les attaches avec des éléments de rétention en métal. Reproduite de Wichmann et *coll.* 1999

Ce phénomène a aussi été observé par Setz et *coll.* qui ont étudié le comportement de sept attaches boules (attaches offrant uniquement une rétention extra-coronaire), Dalbo de 3i, O-Ring de 3i, Gold Cap Retentive Anchor de Straumann, Ball and Socket Attachment de Friatec / IMZ, Gold, Titanium, Plastic, Cap Ball Attachments de Nobel Biocare). Ils ont évalué la perte de rétention de ces attaches suite à un test d'insertion et de rétraction de 15 000 cycles. La majorité des attaches évaluées a démontré une augmentation initiale de la valeur de rétention suivie par une diminution progressive.

Cependant, certaines attaches démontrent une diminution continue et linéaire dans la valeur de rétention après un certain nombre de cycles (Cohen et *coll.* 1996, Gamborena et *coll.* 1997, Formentin et *coll.* 1999). Gamborena et *coll.* ont étudié le comportement des attaches ERA suite à 5 500 cycles d'insertion et de rétraction. Ces auteurs rapportent une baisse initiale à 500 cycles allant jusqu'à 60% de la valeur initiale de la rétention. Cette perte s'accroît jusqu'à 5 500 cycles ; elle représente alors 90% de la valeur initiale enregistrée (figure (18)). Les auteurs expliquent la perte de rétention par une usure et une déformation de la composante plastique de la partie femelle des attaches.

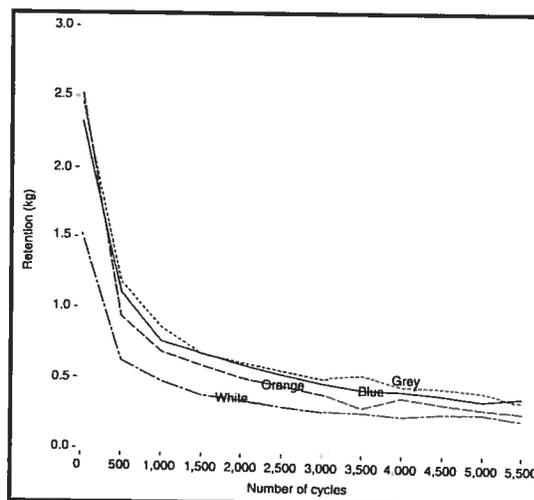


Figure (18) : La perte agressive de la rétention subie par les attaches suivant 500 cycles de fatigue. Tirée de Gamborena et *coll.* 1997

Ce comportement a aussi été observé par Epstein et *coll.* en 1999. Ces auteurs ont évalué la perte de rétention des attaches prothétiques dans un contexte *in vitro* semblable. Une perte importante des valeurs de rétention est rapportée après 500 cycles d'insertion et de rétraction des composantes. Les auteurs rapportent que la perte de rétention des éléments prothétiques ne dépend pas seulement du nombre de cycles appliqué mais aussi des caractéristiques morphologiques de chaque système.

Cette dégradation semble être plus rapide en présence de gaines offrant une résistance supérieure au délogement. De plus, la valeur finale de la rétention évaluée après les tests de fatigue semble être similaire pour tous les systèmes indépendamment de leur valeur initiale. Donc, on note une stagnation dans les valeurs de rétention enregistrées suivant une perte de 60-80% de leurs valeurs initiales.

Formentin et *coll.* ont aussi observé une perte de la rétention suivant une période prédéterminée de fatigue. Ils ont évalué le comportement des attaches prothétiques après 1 080 cycles d'insertion et de rétraction. Une perte de 14 à 80 % des valeurs initiales de la rétention a été rapportée. Les auteurs attribuent cette perte à une usure des composantes femelles en présentant des images microscopiques démontrant une dégradation ou une déformation de ces éléments. Cependant aucune usure des composantes mâles n'a pu être observée.

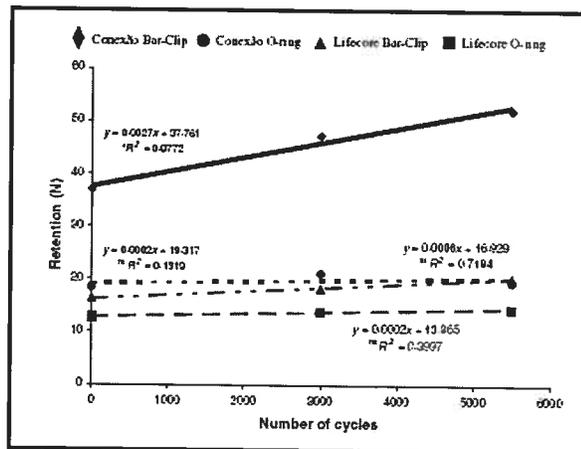


Figure (19) : L'accroissement progressif de la valeur de rétention des attaches boules. Rapportée de Botega et *coll.* 2003

D'autres études ont noté une augmentation de la valeur de rétention enregistrée suivant une certaine période de fatigue (Botega et *coll.*). Botega et *coll.* 2004 ont évalué le comportement des attaches boules suivant 5 500 cycles d'insertion et de

rétraction. Ces auteurs ont étudié les attaches boules des compagnies Conexao et Lifecore. Ces attaches démontrent des parties mâles sphériques et des attaches femelles en forme d'anneau de caoutchouc de type O-Ring. Un accroissement progressif des valeurs de rétention des attaches boules a été rapporté (figure (19)). Les auteurs expliquent ce changement des valeurs de rétention par un durcissement de l'anneau de rétention.

Breeding et *coll.* ont étudié l'effet du mouvement de rotation généré par la mastication sur la rétention des clips Hadder. Cette attache se présente sous la forme d'une barre en forme circulaire. La rétention est assurée par un cavalier qui engage les zones de contre-dépouille sous la ligne de contour de la barre. Les auteurs ne rapportent aucune perte de rétention après 345 600 cycles de fatigue. Cependant, une perte importante a été notée suite à la rétraction et à l'insertion de ces cavaliers. Les auteurs concluent que la fatigue générée par le mouvement de la prothèse est négligeable par rapport à la perte de rétention subie suivant la rétraction et l'insertion des prothèses hybrides.

Il est important de discuter des limites du protocole expérimental proposées par ce groupe. Les auteurs appliquent un mouvement de rotation directement sur les attaches. Les forces employées cliniquement sur les prothèses hybrides se localisent majoritairement sur leurs extensions distales (Setz *et coll.*) au niveau des prémolaires et molaires de la prothèse. Ces forces engendrent des forces en tension et en compression sur les attaches en plus du mouvement de rotation anticipé. Donc la méthode d'application de la force dans cette étude ne correspond pas à une situation clinique. Par ailleurs, le système d'attache choisi est une barre résiliente (Hadder) qui accomode ce type de déplacement. Aucune déformation plastique n'est permise durant la simulation *in vitro*. Les résultats de cette étude auraient sûrement été différents si une barre Dolder (barre présentant des parois parallèles) était utilisée.

Tableau (V) : Le comportement des attaches unitaires à pression suivant une période de fatigue *in vitro*

<i>Études</i>		<i>Attaches évaluées</i>	<i>Rétention initiale</i>	<i>Rétention Finale</i>	<i>T</i>	<i>Cycles</i>	<i>Commentaires</i>
<b>Botega et coll. 2004</b>	I	OR-S OR-S2	12.78N 18.41N	14.42N 19.46N	I/R	5500	L'augmentation de la rétention est expliquée par un durcissement de l'anneau de rétention.
<b>Epstein et coll. 1999</b>	D	ZAAG Flexi-O O-SO SEG SEW Access-post-O	27.67N (6.22lb) 53.42N (12.01lb) 25.04N (5.63lb) 53.38N (12.00lb) 29.58N (6.65lb) 38.61N (8.68lb)	11.57N (2.60lb) 8.36N (1.88lb) 12.14N (2.73lb) 6.45N (1.45lb) 8.81N (1.98lb) 10.14N (2.28lb)	I/R	2000	Une dégradation plus agressive est rapportée en présence des gaines offrant une résistance supérieure au délogement
<b>Formentin et coll. 1999</b>	I	TSIB SS O-ring ZAAG	34.13N 5.19N 16.67N 18.00N	29.34N 3.17N 9.90N 3.55N	I/R	1080	La perte de rétention est attribuée à l'usure et à la déformation de parties femelles
<b>Setz et coll. 1998</b>	-	Dal-Ro O-Ring 3i NBS NB1 NB2 SBA FBA	80.00N 20.00N 10.00N 30.00N 30.00N 80.00N 70.00N	- - - - - - -	I/R	15000	La majorité des attaches évaluées ne démontre aucune perte de rétention. Certaines attaches montrent une perte de rétention. D'autres dénotent une augmentation suivie d'une perte de rétention
<b>Gamborena et coll. 1997</b>	I	SEW SEO SEG SEB	15.0N (1.52kg) 24.71N (2.52kg) 24.03N (2.45kg) 22.75N (2.32kg)	2.25N (0.23kg) 2.75N (0.28kg) 3.43N (0.35kg) 3.73N (0.38kg)	I/R	5500	La perte de rétention est expliquée par une usure et une déformation de la composante plastique de la portion femelle des attaches
<b>Breeding et coll. 1996</b>	et	Hadder clip	8.63N (0.88kg) (après 15 rétractions)	10.69N (1.09kg)	M	345.600	Aucune perte de rétention n'est observée
Pour les abréviations, S.V.P consulter la section de liste des sigles et abréviations							

En somme, on note une grande variabilité dans les résultats rapportés suivant les tests de fatigue entre les différentes attaches disponibles (tableau (5)). La majorité des protocoles se concentre à étudier le comportement de ces composantes en simulant la manipulation de la pièce par le patient durant les mouvements de rétraction et

d'insertion. Souvent, les résultats rapportés sur les études de fatigue *in vitro* ne concordent pas avec les observations cliniques.

Les prothèses hybrides démontrent aussi des mouvements complexes en trois dimensions durant la mastication. Une seule étude, celle de Breeding et *coll.* 1996, a permis d'évaluer l'effet de ce phénomène sur les prothèses hybrides supportées par des barres. Cependant, aucune évaluation n'a été rapportée pour les attaches unitaires à pression. Les systèmes de fatigue ne réussissent pas toujours à reproduire le comportement clinique des attaches prothétiques. Ainsi, la corrélation entre la dégradation de ces dernières dans un contexte *in vitro* et leurs comportements cliniques demeure limitée.

### 2.8.2. Études de fatigue *in vivo*

Plusieurs études prospectives *in vivo* ont été effectuées sur le comportement des attaches (Van Kampen et *coll.* 2003, Burns et *coll.* 1995, Naert et *coll.* 1994, 1999, 2004). Ces études représentent la meilleure quantification de la perte de rétention suivant une période clinique de fatigue (tableau (6)).

Van Kampen et *coll.* ont suivi 18 patients pour une durée de 3 mois. Des attaches boules de la compagnie Frialit-2 ont été utilisées par ces auteurs pour supporter les prothèses hybrides. Ces attaches se distinguent par une partie mâle sphérique et une partie femelle qui assurent la rétention par un élément métallique. Les auteurs ont évalué les valeurs initiales et finales de la rétention suite à une période de fatigue clinique de 3 mois et ne relatent aucune différence dans les valeurs objectives de la rétention prothétique (l'appareil Instron a été utilisé dans cette étude). Cependant, les auteurs rapportent certains problèmes fonctionnels avec les attaches boules. En effet, la réactivation et le remplacement de certaines matrices étaient nécessaires.

Naert et coll. 1994, 1999, 2004 ont suivi des patients ayant reçu des prothèses hybrides sur une période de 10 ans. Une évaluation objective de la rétention a été effectuée avec une jauge à pression. Les auteurs ont évalué les attaches boules de la compagnie Nobel Biocare qui présentent une partie mâle sphérique et un anneau en caoutchouc assurant la rétention. Ils rapportent des valeurs initiales de rétention de 6,63 N (676 g) pour ces attaches. Une rétention finale de 13.01N (1327g) est citée par ces auteurs après une période de 10 ans d'usage clinique. Cependant plusieurs problèmes ont été rencontrés avec ces attaches tels, la fracture et le desserrement des parties mâles et l'usure et le délogement des parties femelles. Le remplacement de l'anneau en caoutchouc et le resserrement de la partie mâle ont été parmi les complications les plus fréquentes. Ainsi, l'accroissement de la rétention rapporté par ces auteurs semble être en relation seulement avec le manque d'usure significative des parties mâles inchangées, et le remplacement des parties femelles durant la période d'observation.

Tableau (VI) : Le comportement des attaches unitaires à pression suivant une période de fatigue *in vivo*

<i>Études</i>	<i>Attaches évaluée</i>	<i>Retention initiale</i>	<i>Rétention finale</i>	<i>Période</i>	<i>Commentaires</i>
<i>Burns et coll. 1995</i>	D O-Ring C	9.3N	9.3N	6 mois	Suivi clinique limité ; des signes de complication dans les portions femelles des attaches sont rapportés
<i>Naert et coll. 1994, 1999, 2004</i>	D NBS	6.63N (676g)	13.01N (1327g)	10 ans	Changement fréquent des attachements
<i>Van Kampen et coll. 2003</i>	I FBA-2	31.4 N	28.0N	3 mois	Suivi clinique limité

Pour les abréviations, S.V.P consulter la section de liste des sigles et abréviations

## 3.0. MÉTHODOLOGIE EXPÉRIMENTALE

### 3.1. Objectif de l'étude :

Le traitement de l'édenté complet à l'aide d'implants est un traitement de choix en prosthodontie. En effet, les implants permettent à l'aide de différents organes de rétention de stabiliser et d'offrir une meilleure rétention à la prothèse complète amovible. Plusieurs systèmes d'ancrages unitaires à pression sont disponibles sur le marché. Ces derniers démontrent une grande variabilité dans leur comportement *in vitro* et *in vivo*.

Deux systèmes de rétention prothétique possédant des caractéristiques physiques distinctes qui seront discutées ultérieurement seront évalués dans cette étude.

La fatigue d'une prothèse hybride peut être définie comme l'usure ressentie par les composantes prothétiques durant la période d'usage quotidien de la pièce. Cette fatigue est souvent due à l'utilisation de la prothèse par le patient. Ceci peut inclure le nettoyage des éléments prothétiques, l'insertion, la rétraction et le déplacement en trois dimensions de la prothèse durant la mastication. Cette dégradation est souvent responsable de la perte de rétention et de stabilité de la prothèse hybride.

Notre protocole consiste à évaluer, *in vitro*, la résistance au délogement des attaches prothétiques suivant une période prédéterminée de fatigue qui simule les mouvements masticatoires. Une évaluation initiale de la rétention des échantillons est effectuée. Ensuite, la perte de rétention des éléments est enregistrée suivant le test de fatigue administré.

L'hypothèse nulle de notre étude est basée sur le fait qu'il n'existe aucune différence entre la valeur de rétention initiale et la valeur de rétention finale des différentes attaches étudiées suite aux manipulations décrites.

## 3.2. Échantillons expérimentaux :

### 3.2.1. Description de l'échantillon :

La prothèse hybride est généralement supportée dans sa portion antérieure par un mécanisme d'attache relié à deux implants placés dans la région canine mandibulaire. Lors de la mastication, ce dernier agit comme un axe de rotation en permettant un mouvement oscillant de la prothèse. La portion postérieure de la pièce est ainsi entièrement supportée par les tissus mous.

Le montage prévu tente de reproduire le scénario clinique décrit. Ainsi, l'échantillon comporte trois blocs distincts (figure (20)). Le premier bloc (Bloc 1 - bloc mandibulaire) simule la crête édentée mandibulaire. Ce bloc confectionné en pierre renforcée loge les deux répliques d'implants placées dans la portion antérieure. Le deuxième bloc (Bloc 2 - bloc prothétique) en résine auto-polymérisante est une réplique de la prothèse hybride et contient les boîtiers métalliques et les gaines de rétention. Le troisième bloc (Bloc 3 - bloc gingival) est un élément compressible qui sépare les deux premiers blocs. Cet élément permet un mouvement de rotation autour des attaches prothétiques et a pour but de simuler la compression des muqueuses orales lors des mouvements masticatoires.

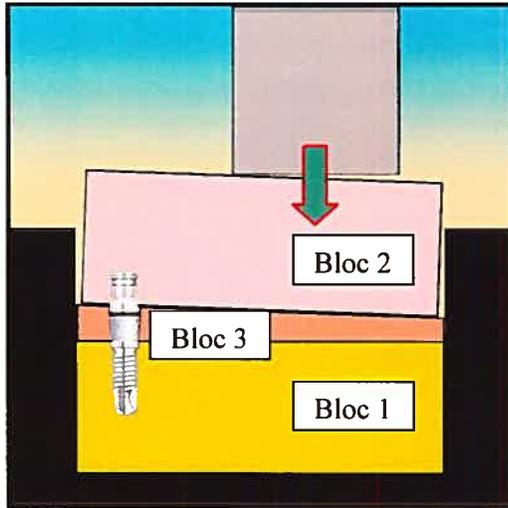


Figure A

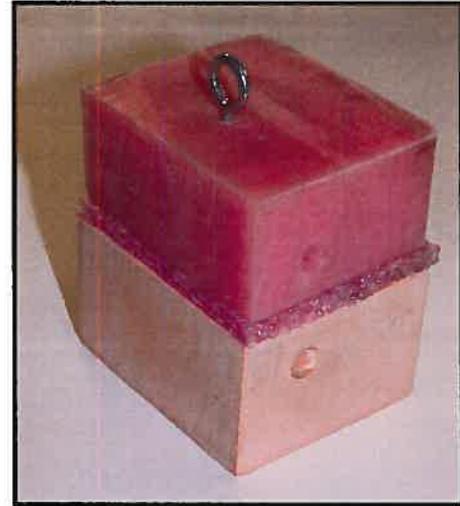


Figure B

Figure (20A) Schématisation du montage envisagé. Figure (20B) montre une photographie de l'échantillon final

### 3.3. Fabrication de l'échantillon :

#### 3.3.1. Bloc mandibulaire (Bloc 1):

Dans le but de standardiser la fabrication des blocs mandibulaires, un bloc en aluminium usiné de 45mm de long x 50mm de large x 30mm de haut a été confectionné. Deux trous à une distance de 15mm de la périphérie du bloc ont été aménagés afin de permettre la mise en place des répliques d'implants. Celles-ci sont fixées avec une cire utilitaire de façon parallèle à une distance calibrée de 22mm (centre à centre) (Setz J 1998). Cette séparation a pour but de mimer la position des canines mandibulaires (Sinclair PM 1983). Des transferts indirects sont vissés sur les répliques d'implants et un moule de silicone (Exaktosil, Bredent) est confectionné pour le montage. Ce moule a été utilisé afin de couler 16 modèles identiques pour les tests à suivre (figure (21)).

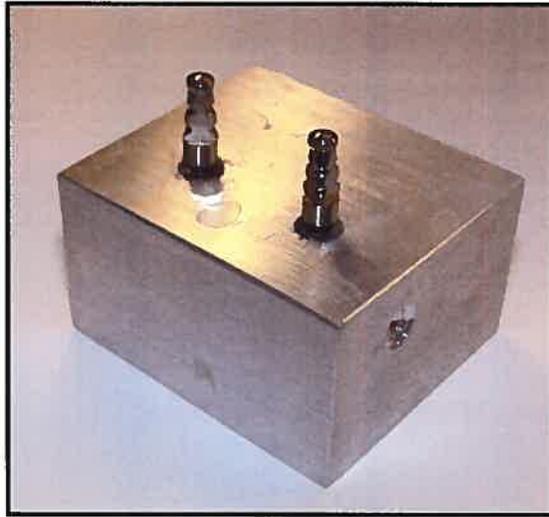


Figure A

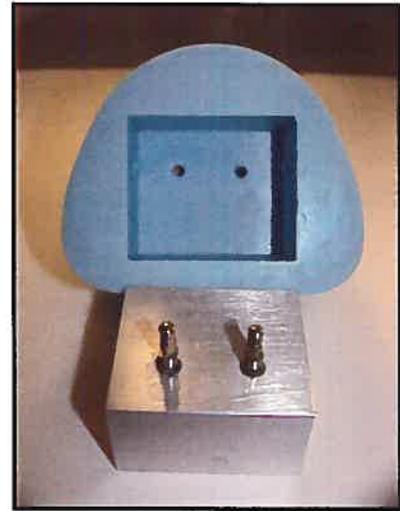


Figure B

Figure (21A) : Bloc en alumine usiné, utilisé pour standardiser la confection des modèles en pierre qui réplique la mandibule. La figure (21B) montre le moule en silicone qui a servi à couler les modèles en pierre

### 3.3.2. Coulée des modèles :

Deux répliques d'implants de la compagnie Nobel (DCD 084-0) ont été vissées aux transferts indirects. Ces derniers ont été placés dans l'espace prévu du moule en silicone. 20 grammes de poudre de pierre renforcée de type IV (Milestone Heraeus-Kulzer) et 100 ml d'eau ont été malaxés sous vide. Le mélange final a été coulé dans le moule de silicone. Telle que recommandée par le manufacturier, une période de 60 minutes a été allouée avant la rétraction et la finition du modèle (figure (22)). Cette procédure a été reprise pour confectionner 16 modèles de travail pour le groupe I. La même séquence est suivie pour fabriquer les modèles du groupe II (Attaches Locator de la compagnie 3i).

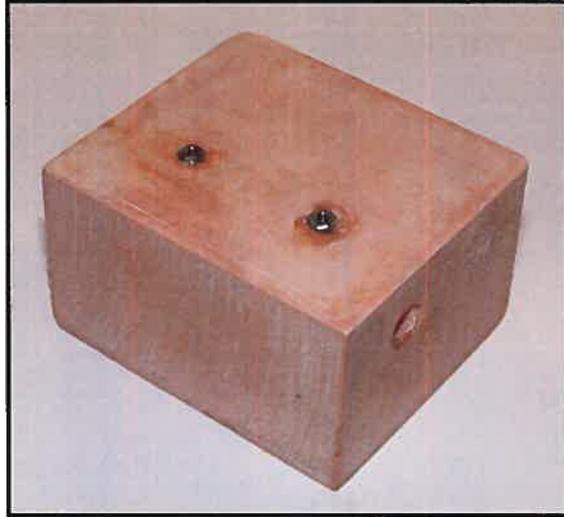
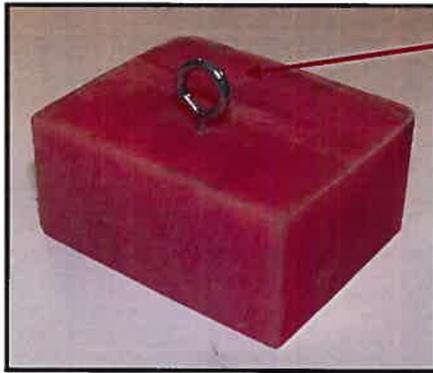


Figure (22) : Modèle en pierre final avec les répliques des implants en place

### 3.3.3. Bloc prothétique (bloc 2):

Un deuxième bloc en aluminium usiné de 45mm de long x 50mm de large x 30mm de haut a été confectionné dans le but de simuler la prothèse hybride et de standardiser la fabrication. Deux trous à une distance de 14mm de la périphérie du bloc espacé de 22 mm (Setz J 1998, Sinclair PM 1983) ont été aménagés afin de permettre la mise en place des éléments rétentifs. Un moule de silicone (Exaktosil, Bredent) est confectionné afin de répliquer le bloc décrit. 80 grammes de poudre de résine de réparation (Denture repair material, Dentsply) et 56 ml du monomère sont mélangés à la main et coulés dans le moule de silicone sous vibration. Afin d'accélérer la prise de la résine, le bloc a été placé dans l'eau chaude sous vide pour une période de 20 minutes. La taille finale et le polissage du bloc sont entrepris une fois la polymérisation complétée (figure (23)). La même procédure est suivie pour confectionner 16 blocs en résine.



- Attache en forme d'anneau est vissée sur le dessus du bloc en résine

Figure (23) : Bloc finale qui simule la prothèse hybride (bloc prothétique). On note l'emplacement de l'attache en forme d'anneau sur la surface supérieure du bloc en résine

### 3.4. Assemblage de l'échantillon :

Les attaches de la compagnie Nobel (DCD 526-0) et de la compagnie 3i (LOA004) ont été placées sur les répliques et mises sous tension (selon les recommandations du manufacturier) (figure (24)). Un élément compressible (bloc 3) d'une épaisseur de 4mm a été découpé et fixé sur le modèle de pierre renforcé.

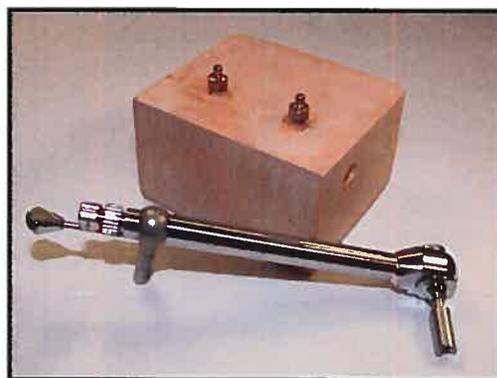


Figure (24) : Mise en tension des attaches boules de la compagnie Nobel Biocare à 30 Ncm, telle que recommandée par le manufacturier

La simulation du déplacement de la pièce prothétique durant la mastication dans un contexte *in vitro* demeure un défi en raison de la variabilité dans l'épaisseur et le degré de compression des tissus de support (Kydd et coll. 1971, Compagnonie et coll. 2003). Une épaisseur tissulaire variant entre 1.4mm et 4.3mm a été rapportée dans la littérature au niveau des crêtes édentées associé à une compression tissulaire de 45% de l'épaisseur originale. Dans notre étude, un élément compressible d'une épaisseur originale de 4 mm et présentant une compression verticale de 2 mm soit 50% ont été sélectionnés afin de simuler les tissus. Des cylindres de polyvinyle-siloxane ont été utilisés afin de permettre le rebond tissulaire (figure (25)).

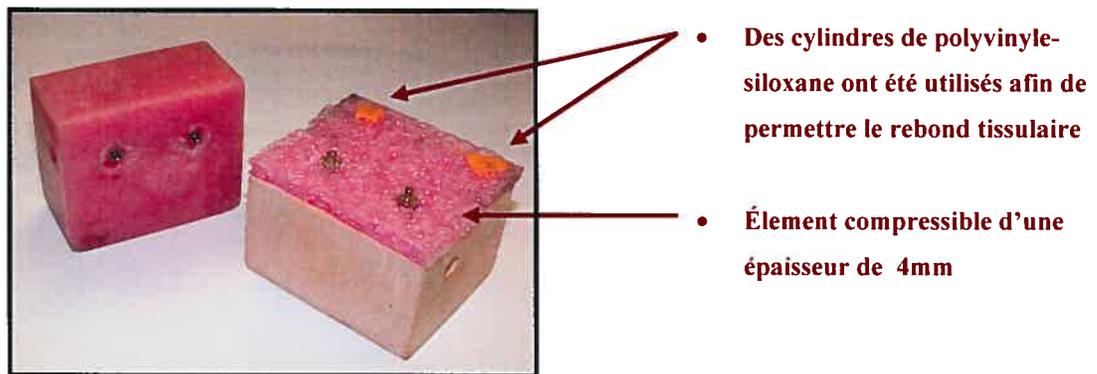


Figure (25) : L'assemblage final de l'échantillon avec la mise en place de l'élément compressible

Les éléments rétentifs des compagnies Nobel et 3i ont été déposés sur les attaches. Une couche de cire a été placée au pourtour des éléments afin d'assurer leur étanchéité lors du regarnissage. Un mélange de résine de réparation auto-polymérisante a été préparé et injecté dans les trous aménagés dans le bloc de résine. Ce dernier est placé sur l'élément compressible de façon à englober les éléments rétentifs. Selon la recommandation du fabricant, une période de 20 minutes a été allouée pour la polymérisation de la résine avant la séparation des deux blocs.

Une attache en forme d'anneau est vissée sur le dessus du bloc en résine à une distance égale entre les deux éléments rétentifs. Cette dernière est nécessaire pour accommoder le crochet de l'appareil Instron (décrit dans la section X) durant les tests de traction (figure (23)).

### 3.5. Groupes expérimentaux :

La majorité des systèmes d'attaches unitaires à pression se compose d'une partie mâle vissée à l'implant et d'une partie femelle nichée dans l'intrados de la prothèse. Ces systèmes se distinguent souvent par des variations morphologiques de leurs composantes.

Notre protocole expérimental consiste à comparer deux systèmes d'attaches prothétiques qui présentent des caractéristiques physiques et mécaniques différentes. Le groupe I comprend les attaches boules en titane de la compagnie Nobel Biocare, et le groupe II comprend les attaches Locator en titane de la compagnie 3i.

#### 3.5.1 Description des attaches utilisées :

3.5.1.1 Groupe I (l'attache boule de la compagnie Nobel Biocare) figure (26):

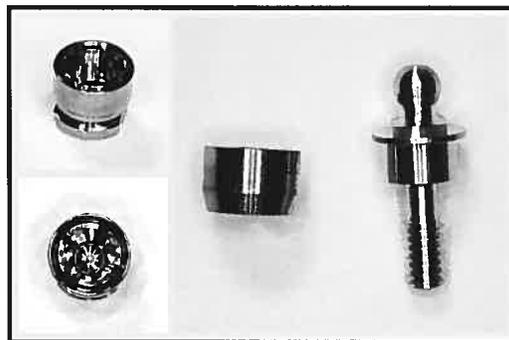


Figure (26) : Parties mâle et femelle de l'attache boule de la compagnie Nobel Biocare

#### 3.5.1.1.1. Partie mâle :

Nobel présente un mécanisme de rétention extra-coronaire. La sphère de rétention possède un diamètre de 2.25mm. La partie mâle est disponible en plusieurs hauteurs (1, 2, 3 et 4 mm). Une hauteur marginale de 4mm est sélectionnée pour cette étude et a été choisie afin de dégager l'élément compressible. La portion centrale loge une vis prothétique en titane qui représente le mécanisme de connexion à l'implant (ou à la réplique).

#### 3.5.1.1.2. Partie femelle :

La partie femelle est composée de 2 portions distinctes, une loge externe et un élément rétentif interne. La portion externe offre une rainure de rétention le long de sa surface afin d'assurer sa rétention dans la prothèse. La portion interne loge un arrêt apical qui assure l'assise de la partie mâle dans l'attache. De plus, on y retrouve l'élément rétentif du système qui est composé de quatre bras métalliques qui permettent d'agripper la portion externe de la sphère. La rétention de cet élément est ajustable avec une clé fournie par la compagnie.

#### 3.5.1.2. Groupe II (Attache prothétique de la compagnie 3i – Locator) figure (27):



Figure (27) : Schématisation de l'attache Locator de la compagnie 3i

#### 3.5.1.2.1. Partie mâle :

Le Locator de la compagnie 3i présente un mécanisme de rétentions extra-coronaire et intra-coronaire. Le cylindre prothétique possède une rainure tout au long de ses surfaces externe et interne qui assure une rétention avec la partie femelle. Tout comme la première attache, une hauteur marginale de 4mm est sélectionnée pour cette étude afin de dégager l'élément compressible utilisé. Une vis prothétique en titane qui fait partie de l'attache assure la rétention à l'implant (ou la réplique).

#### 3.5.1.2.2. Partie femelle :

La partie femelle est composée de 2 parties distinctes : Une loge externe et un élément rétentif interne. La portion externe métallique se distingue par une rainure de rétention le long de sa surface qui assure sa prise dans la prothèse. La portion interne loge l'élément rétentif construit en nylon blanc. Cet élément représente l'image négative de la portion mâle. Son engagement dans les rainures internes et externes de la portion mâle assure la rétention.

### 3.6. Test de rétention :

Pour ce qui est de la prothèse hybride, la rétention peut être définie comme la force maximale nécessaire afin de séparer la partie femelle de la partie mâle durant un intervalle de temps spécifique (Petropoulos et coll. 1997). Plusieurs auteurs ont tenté de comparer la rétention initiale de différentes attaches prothétiques dans un contexte *in vitro* (K.H. Chung et coll. 2004, Botega et coll. 2004 ; Besimo et coll. 2003 ; Porter et coll. 2002 ; Petropoulos et coll. 2002 ; Epstein et coll. 1999 ; Formentin et coll. 1999 ; Wichmann et coll. 1999 ; Setz et coll. 1998 ; Gamborena et coll. 1997 ; Cohen et coll. 1996 ; Breeding et coll. 1996). La machine Instron ou les jauges de pression furent utilisées dans plusieurs de ces études afin d'évaluer les valeurs initiales de la rétention des attaches prothétiques.

Notre protocole consiste à utiliser l'appareil Instron (testing machine, serie XII) avec un système de traction linéaire en acier inoxydable. Cet appareil est constitué d'un bras supérieur et d'un système de fixation inférieure et a été conçu afin de permettre une force de traction verticale sur les spécimens. Le bras supérieur est relié à l'appareil Instron par une tige latérale et à l'échantillon par un crochet qui s'adapte sur l'attache en forme d'anneau.

Le système de fixation inférieur est stabilisé sur la plateforme de l'appareil Instron par l'intermédiaire de deux vis (figure (28B)). Ce système retient la base de l'échantillon par des fixations latérales (figure (28A)). Deux encoches, taillées préalablement sur la portion latérale du bloc en pierre renforcée de l'échantillon (bloc mandibulaire) assurent la reproductibilité de la position antéropostérieure sur le système de fixation.

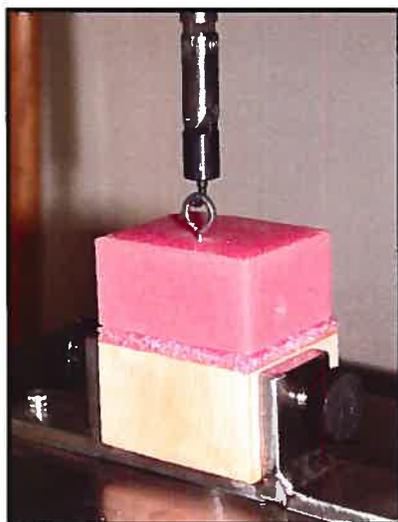


Figure A

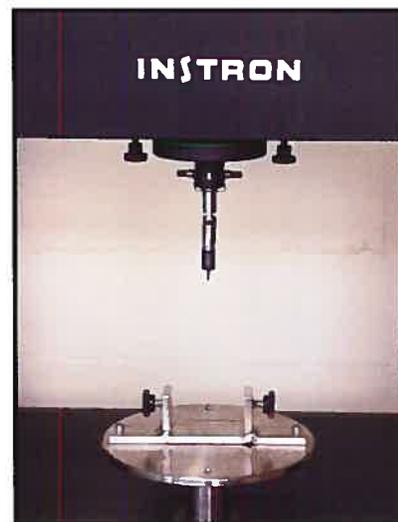


Figure B

Figure (28A) : Mise en place de l'échantillon sur l'appareil Instron durant l'évaluation de la rétention. La figure (28B) illustre le bras supérieur et le système de fixation inférieure du système de traction.

### 3.6.1. Spécification de l'appareil :

Plusieurs études ont utilisé la machine Instron afin d'évaluer la rétention des attaches prothétiques. Les configurations suivantes avaient été programmées et reproduites dans notre étude afin de régler l'appareil Instron durant le test de traction.

- Cellule de charge de 1 KN
- Vitesse de traction unidirectionnelle de 15 mm/minute
- Longueur de traction de 4mm.

La collecte de données a été réalisée avec le logiciel Instron IX.

### 3.6.2. Manipulations :

- Chacune des parties mâle et femelle est nettoyée avec une boulette de coton imbibée d'alcool
- L'échantillon est immobilisé sur le système de fixation inférieure de l'appareil Instron
- Le bras supérieur est abaissé afin de permettre l'insertion du crochet dans l'attache en forme d'anneau qui se trouve sur la surface supérieure de l'échantillon
- Une fois le spécimen fixé, l'appareil est calibré par l'opérateur
- L'appareil est réinitialisé afin de retrouver la valeur zéro de départ et balancer la charge de 1 KN
- Une fois la hauteur zéro retrouvée et le balancement de la charge établi, les paramètres suivants sont introduits par l'intermédiaire de la console principale
  - La vitesse de déplacement de 15 mm/minute
  - La longueur de traction 4mm

- Le test est initialisé par l'opérateur sur la console principale de l'appareil Instron
- Le membre supérieur est ainsi déplacé de la position initiale (établie à zéro) dans une direction supérieure et va parcourir une distance de 4mm dans cette direction
- La valeur de résistance au délogement maximal est enregistrée suite à l'immobilisation du membre supérieur et la dissociation des deux blocs de l'échantillon
- Ce protocole est répété trois fois pour chaque spécimen.

Les valeurs de résistance au délogement des deux groupes sont rapportées dans les annexes (A) et (B).

La valeur initiale de rétention est établie selon le protocole décrit avant l'initiation du test de fatigue (0 cycle de compression). Le test de rétention est repris pour chaque spécimen après chaque période de fatigue de 100 000 cycles de compression représentant une période de 3 mois d'usage. La valeur finale de rétention est déterminée après 4 périodes de fatigue (400 000 cycles de compression). La perte de rétention est ainsi enregistrée comme la différence entre les valeurs mesurées.

### 3.7. Test de fatigue:

Les prothèses de recouvrement supportées par 2 implants en position antérieure démontrent un mouvement occluso-gingival durant la mastication. L'amplitude de ce mouvement est souvent en relation avec l'épaisseur et la compressibilité des tissus de support, la résilience du système d'attache, la distance de l'application de la force par rapport à l'axe de rotation et la force appliquée. Le mouvement généré est souvent établi autour d'un axe de rotation imaginaire qui peut être dessiné entre les deux

implants en position canine. Ainsi, les forces appliquées cliniquement sur les attaches prothétiques sont plus complexes et agissent souvent en trois dimensions (Merick-Stern, 1994).

Dans le but de reproduire ce déplacement *in vitro*, trois éléments sont essentiels :

- Un échantillon qui permet cette mobilité
- Un appareil qui engendre une force cyclique, ponctuelle de même intensité que les forces masticatoires
- Une compression calibrée qui simule la compression tissulaire.

### 3.7.1. Description de l'appareil:

Un système de compression cyclique a été développé en vue d'appliquer une force ponctuelle et répétitive de 15 livres à un angle de 90 degrés avec le spécimen. Une force de 15 livres est sélectionnée afin de simuler la force de mastication (Fontijn-Tekamp et *coll.* en 1998).

L'appareil de fatigue est constitué d'une base en aluminium qui renferme un moteur de 60 cycles par minute (10 tours minutes) (figure (29)). Une tige métallique en forme de T est attachée à la base de l'engin qui supporte deux poids de 15 livres. Ces derniers reposent sur la portion distale des spécimens à une distance de 13mm de l'axe de rotation établi arbitrairement entre les implants antérieurement (figure (30)). Cette distance reflète la longueur moyenne des dents postérieures prothétiques de la compagnie Portrait Bioblend. La force est appliquée au niveau de la première molaire. Cette dernière représente la région où la force de la mastication et le déplacement de la prothèse sont maximale (Fontijn-Tekamp et *coll.* 1998).

Une plaquette en aluminium de 2 pouces de hauteur est placée sur la base métallique afin d'assurer une position fiable et reproductible des deux éléments, quatre tiges en

acier inoxydable ont été fixées sur la base pour guider leur placement. Des «espaceurs» de 2mm sont utilisés dans le but de calibrer la hauteur entre les deux éléments. Huit espaces de forme rectangulaire sont machinés à l'intérieur de la plaquette en alumine où vont loger les échantillons (figure (29)).



Figure A

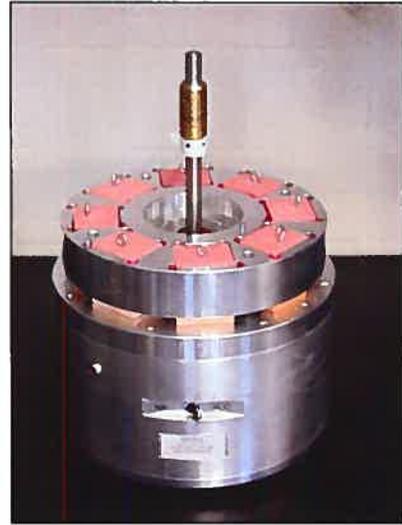
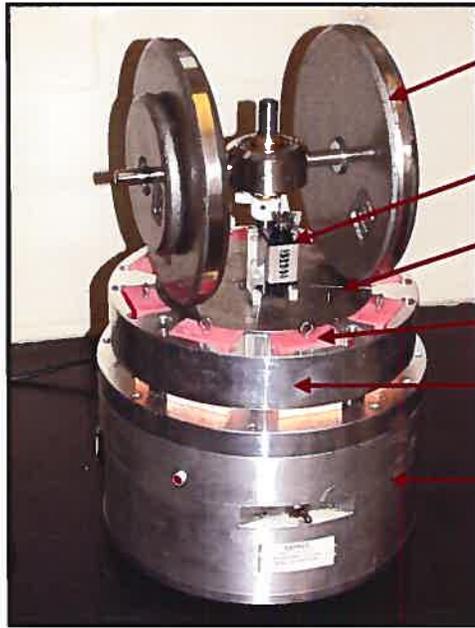


Figure B

Figure (29A) : La base en aluminium renferme le moteur de 60 cycles par minute. Une plaquette en alumine de 2 pouces de hauteur est placée sur la base métallique. La figure (29B) présente les espaces machinés sur la plaquette en alumine afin d'accueillir les échantillons

Une mince plaque fissurée en acier inoxydable de 1mm d'épaisseur est positionnée sur les échantillons dans le but d'égaliser la force appliquée. De plus, cela aide à prévenir un mouvement de torsion dans le plan frontal du bloc en résine lors du déplacement des poids sur la portion distale du bloc prothétique (figure (30)).

Finalement, un compteur est positionné sur la barre en forme de T afin de comptabiliser le nombre de tours accompli par l'appareil.



- Une tige métallique en forme de T est attachée à la base de l'engin qui supporte deux poids de 15 livres
- Compteur
- Plaque fissurée en acier inoxydable de 1mm d'épaisseur
- Échantillons
- Plaquette en alumine de 2 pouces de hauteur
- Base en aluminium qui renferme un moteur de 60 cycles par minute

Figure (30) : Le montage final de l'appareil de fatigue, la mise en place des échantillons, la plaque fissurée, les poids de 15 livres et le compteur. Les «espaceurs» de 2mm sont déjà placés afin de calibrer la hauteur de la plaque supérieure d'alumine

### 3.7.2. Spécification et mise en charge :

Les échantillons sont stables après l'addition de la colle au niveau de la base métallique. Cela est accompli dans le but de minimiser le mouvement de la base métallique lors de la mise en charge des attaches.

Les échantillons sont divisés en deux groupes de huit spécimens. Quatre échantillons de chaque compagnie sont placés dans leurs loges désignées.

Afin d'homogénéiser l'application de la force sur les spécimens, une permutation des modèles est effectuée à chaque 50 000 compressions. Ainsi, un spécimen occupe tous

les espaces disponibles sur la plaquette métallique supérieure durant la période de fatigue.

Tous les spécimens ont subi un total de 400 000 compressions verticales. Cette valeur représente une période de fatigue d'un an (Breeding et *coll.*). La valeur initiale de rétention de chaque spécimen est enregistrée avec la machine Instron, selon le protocole décrit, avant l'initiation du test de fatigue.

Le compteur est calibré afin de permettre un suivi des compressions appliquées sur le groupe d'échantillon. La hauteur de la plaquette supérieure est calibrée avec des séparateurs de 1-2 mm par rapport à la base métallique. Ainsi, la hauteur de cette dernière est établie à 2 mm. Le bloc de résine de réparation se trouve ainsi exposé de 2 mm par rapport à la surface supérieure de la plaquette en aluminium. Cette manœuvre aide à limiter la compression de l'échantillon à un maximum de 2 mm lors de l'application de la force.

Le test est déclenché par l'opérateur à l'aide d'un interrupteur retrouvé sur la face externe de l'appareil. La mise en marche du mécanisme active la rotation des poids de 15 livres. Un mouvement circulaire est ainsi entamé, 20 compressions par minute sont générées par chaque poids sur chaque spécimen (10 tours par minute X 2 poids de 15 livres).

Le test est interrompu à chaque 50 000 compressions afin de permuter les modèles selon la (figure (31)). La rétention est évaluée à chaque 100 000 compressions en utilisant la machine Instron selon les spécifications décrites ci-haut. La rétention finale est évaluée après 400 000 compressions.

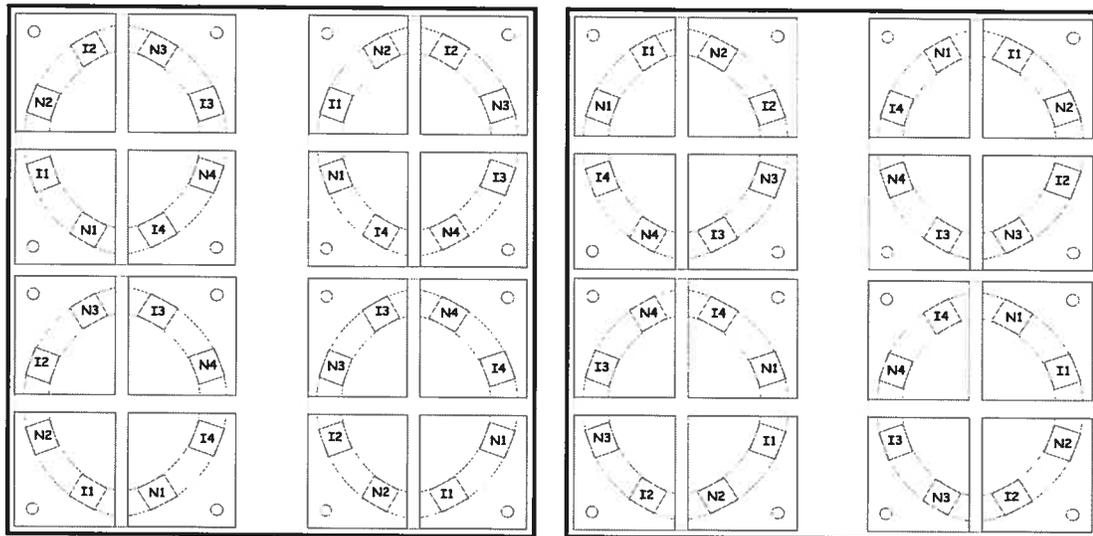


Figure (31) : La permutation subie par chaque modèle à chaque 50 000 cycles de compression

### 3.8. Observations microscopiques :

Le comportement du système d'attachement dans le temps dépend de l'usage clinique et des caractéristiques des composantes. Généralement, les phénomènes de fatigue mécanique au cours de la fonction masticatoire se manifestent par une perte de rétention. Plusieurs auteurs expliquent la perte de rétention par une usure des composantes prothétiques du système d'attachement (Formentin et *coll.* 1999, Wichmann et *coll.* 1999, Setz et *coll.* 2002). Certains auteurs (Formentin et *coll.* 1999) ont confirmé leurs observations *in vitro* par une évaluation microscopique des attaches étudiées. Ces auteurs présentent des images microscopiques qui démontrent une dégradation ou une déformation des éléments prothétiques.

Le microscope à pression variable a été utilisé dans le but de visualiser les changements sur les attaches prothétiques après 400 000 compressions.

Contrairement au microscope à balayage conventionnel qui requiert une préparation méticuleuse des échantillons avant de permettre leurs visualisations, le microscope à pression variable permet l'observation des spécimens dans leur état naturel au niveau de la chambre d'observation.

Les spécimens N1, N5, I1 et I5 ont été sélectionnés arbitrairement pour la visualisation microscopique. Les échantillons ont été montés sur un support avec un adhésif conducteur de carbone et observés entre 15 et 20 KV en mode rétro diffusé et un vide d'environ 60 Pascale. Les échantillons ont été nettoyés avec de l'alcool avant leurs fixations sur le support.

Les échantillons ont été observés avant le début du test de fatigue (T0, temps 0) et suivant l'application de 400 000 cycles de compression (T4, temps 4). L'annexe C présente les images microscopiques des attaches sélectionnées (N1 et N5 de la compagnie Nobel Biocare) et (I1 et I5 de la compagnie 3i) obtenues durant l'évaluation microscopique.

## 4.0 RÉSULTATS

### 4.1. Description des données :

L'annexe A présente les données brutes des valeurs de rétention obtenues durant la période d'étude pour les groupes I (attaches de la compagnie Nobel).

L'annexe B présente les données brutes des valeurs de rétention obtenues durant la période d'étude pour les groupes II (attaches de la compagnie 3i).

### 4.2. Résultats des tests de rétention :

Les moyennes des valeurs de rétention obtenues en traction pour les deux groupes sont rapportées dans le (tableau (7)):

Tableau (VII) : Les moyennes des valeurs de rétention obtenues en traction pour les groupes I et II.

	<i>T0</i>	<i>T1</i>	<i>T2</i>	<i>T3</i>	<i>T4</i>
<b>Groupe I</b> ( <i>Nobel Biocare</i> )	10.45N	10.43N	8.54N	7.95N	7.95N
<b>Groupe II</b> ( <i>Locator de 3i</i> )	62.73N	65.74N	46.64N	28.10N	21.61N

À T0 (valeur de rétention initiale), les attaches du groupe I démontrent une force de rétention d'une valeur moyenne de 10.45 N. La déviation standard est de 3.50 N. Les valeurs minimales et maximales sont respectivement de 6.25 N et de 15.25 N.

À T0 (valeur de rétention initiale), les attaches du groupe II démontrent une force de rétention d'une valeur moyenne de 62.73 N. La déviation standard est de 12.91 N. Les valeurs minimales et maximales sont respectivement de 44.99 N et de 87.01 N.

À T1 (valeur de rétention après 100 000 cycles de compression), les attaches du groupe I démontrent une force de rétention d'une valeur moyenne de 10.43 N. La déviation standard est de 2.37N. Les valeurs minimales et maximales sont respectivement de 6.17 N et de 14.09 N.

À T1 (valeur de rétention après 100 000 cycles de compression), les attaches du groupe II démontrent une force de rétention d'une valeur moyenne de 65.74 N. La déviation standard est de 14.44 N. Les valeurs minimales et maximales sont respectivement de 46.59 N et de 92.96 N.

À T2 (valeur de rétention après 200 000 cycles de compression), les attaches du groupe I démontrent une force de rétention d'une valeur moyenne de 8.54 N. La déviation standard est de 2.57N. Les valeurs minimales et maximales sont respectivement de 5.18 N et de 12.69 N.

À T2 (valeur de rétention après 200 000 cycles de compression), les attaches du groupe II démontrent une force de rétention d'une valeur moyenne de 46.64 N. La déviation standard est de 22.60N. Les valeurs minimales et maximales sont respectivement de 2.8 N et de 79.02 N.

À T3 (valeur de rétention après 300 000 cycles de compression), les attaches du groupe I démontrent une force de rétention d'une valeur moyenne de 7.95 N. La déviation standard est de 4.08N. Les valeurs minimales et maximales sont respectivement de 0.79 N et de 14.12 N.

À T3 (valeur de rétention après 300 000 cycles de compression), les attaches du groupe II démontrent une force de rétention d'une valeur moyenne de 28.10 N. La déviation standard est de 20.32 N. Les valeurs minimales et maximales sont respectivement de 0.43 N et de 58.81 N.

À T4 (valeur de rétention finale après 400 000 cycles de compression), les attaches du groupe I démontrent une force de rétention d'une valeur moyenne de 7.95 N. La déviation standard est de 4.34 N. Les valeurs minimales et maximales sont respectivement de 0.91 N et de 14.41 N.

À T4 (valeur de rétention finale après 400 000 cycles de compression), les attaches du groupe II démontrent une force de rétention d'une valeur moyenne de 21.61 N. La déviation standard est de 16.99 N. Les valeurs minimales et maximales sont respectivement de 0.48 N et de 14.41 N.

La figure (32) représente les données schématisées :

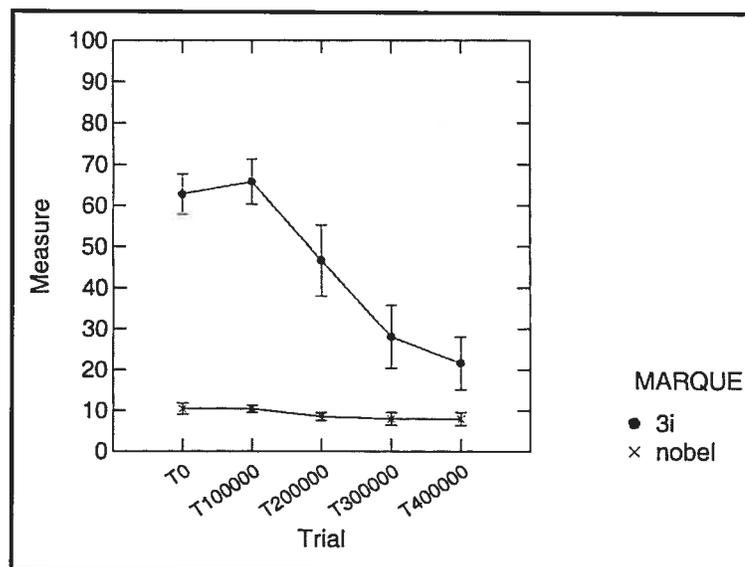


Figure (32) : Les valeurs de rétention des groupe I et II en relation avec les cycles de fatigue

## 5.0. ANALYSES STATISTIQUES

### 5.1. T-test :

L'objectif du premier test statistique est de déterminer si la différence observée entre les valeurs de rétention des deux groupes est significative. Un student t-test a été réalisé pour comparer les valeurs moyennes de rétention obtenues à chaque intervalle (T0-T1-T2-T3-T4).

À T0 le groupe II présente des valeurs de rétention supérieures au groupe I, cette différence est statistiquement significative dénotant un  $p = 0,000$ .

À T1 le groupe II présente des valeurs de rétention supérieures au groupe I, cette différence est statistiquement significative dénotant un  $p = 0,000$ .

À T2 le groupe II présente des valeurs de rétention supérieures au groupe I, cette différence est statistiquement significative dénotant un  $p = 0,002$ .

À T3 le groupe II présente des valeurs de rétention supérieures au groupe I, cette différence est statistiquement significative dénotant un  $p = 0,002$ .

À T4 le groupe II présente des valeurs de rétention supérieures au groupe I, cette différence est statistiquement non significative dénotant un  $p = 0,059$ .

En conclusion, on observe une différence dans la valeur de rétention initiale entre les deux groupes. Le groupe II démontre des valeurs supérieures au groupe I. cette différence demeure significative entre les deux groupes après 300 000 cycles de

compression. Cependant, l'écart à 300 000 est beaucoup moins évident. Une différence dans la valeur de rétention finale est toujours présente après 400 000 cycles de compression. Par contre aucune différence significative ne peut être retenue pour cet écart.

## 5.2. Analyse de variance (ANOVA) :

L'objectif du deuxième test statistique est de détecter si le changement des valeurs de rétention suite au test de fatigue à travers le temps est significatif.

Une analyse de variance (ANOVA) en mesure répétée avec le temps comme variable dépendante a été réalisée. La variable utilisée représente le temps écoulé durant les périodes de compression.

### 5.2.1. Groupe I (Nobel Biocare) :

Les résultats de l'analyse de variance pour le groupe I indiquent une valeur de p de 0,140. Ainsi, aucun effet significatif n'est détecté.

### 5.2.2. Groupe II (Locator de 3i):

Les résultats de l'analyse de variance pour le groupe II indiquent une valeur de p de 0,000. Ainsi, un effet significatif est détecté pour ce groupe. Donc, on peut affirmer que les cycles de compression ont eu un effet significatif sur la perte de rétention des attaches du groupe II.

En conclusion, on peut affirmer que les spécimens de la compagnie Nobel démontrent des valeurs de rétention constantes. Ces dernières sont inférieures à celles de la compagnie 3i. De plus, aucune perte de rétention n'est observée suite aux tests

de fatigue. Nos observations ont été confirmées avec le t-test et l'analyse de variance (ANOVA).

Les spécimens de la compagnie 3i démontrent des valeurs de rétention initiales supérieures à la compagnie Nobel. Cependant une diminution notable de ces valeurs est observée à travers le temps, suite aux tests de fatigue. La perte de rétention observée démontre une distribution non linéaire. Une augmentation initiale de la valeur moyenne de rétention est détectée après 100 000 cycles de compression. Une diminution importante de la valeur moyenne de rétention entre le temps T1 et T3 est reportée. La perte de rétention demeure évidente durant le dernier cycle de fatigue. Cependant, cette diminution est moins importante parce qu'on note un début de stabilisation de la perte de rétention durant cette période. Nos observations ont été confirmées avec le t-test et l'analyse de variance (ANOVA).

## 6.0. DISCUSSION

La perte de la dentition engendre des modifications anatomiques et physiologiques de l'os alvéolaire. Ces modifications se manifestent cliniquement par une perte progressive de la rétention des prothèses dentaires et de la capacité fonctionnelle des patients (Carlsson G 1997). L'avènement des implants dentaire a modifié le sort des patients édentés en permettant une stabilisation des pièces prothétiques et un ralentissement du phénomène de la résorption (Wyatt CCL 1998).

Plusieurs systèmes d'attaches unitaires permettant la stabilisation de la pièce prothétique sont disponibles aujourd'hui. Leur capacité rétentive dépend en grande partie de leurs caractéristiques physiques et de l'usage clinique auquel ils sont réservés. Plusieurs chercheurs se sont intéressés aux caractéristiques cliniques *in vivo* de ces attaches. Pour ce qui est des études *in vitro*, les protocoles de fatigue cités dans la littérature simulent uniquement la rétraction et l'insertion de la pièce par le patient sans prendre en considération la fatigue qui peut être engendrée par les mouvements masticatoires.

Cette maîtrise a pour but d'évaluer *in vitro* la résistance au délogement des attaches prothétiques suivant une période prédéterminée de fatigue simulant les mouvements masticatoires. Deux systèmes d'attaches prothétiques qui présentent des caractéristiques physiques différentes ont été étudiés. Le groupe I comprend les attaches boules de la compagnie Nobel Biocare, et le groupe II inclut les attaches Locator de la compagnie 3i. Les résultats des tests de rétention avant la période de fatigue ont montré que la force de rétention des attaches 3i était supérieure à celles de Nobel Biocare. Cependant, une perte de rétention de 60% a été notée pour les attaches de la compagnie 3i, après un an de fatigue simulé, contrairement aux attaches

de la compagnie Nobel Biocare qui présentent une perte d'environ 20% de leurs valeur de rétention initiale.

Les résultats des tests statistiques indiquent que l'hypothèse nulle postulée doit être rejetée. En effet, il existe une différence entre les deux groupes avant et suivant les manipulations décrites.

## 6.1. La rétention :

### 6.1.1. Valeurs de rétention initiale :

La rétention pour une prothèse hybride peut être définie comme la force maximale nécessaire afin de séparer la partie femelle de la partie mâle durant un intervalle de temps (Petropoulos et *coll.* 1997). Dans notre étude, on note une différence marquée entre les valeurs initiales de rétention pour les deux attaches évaluées. Les valeurs initiales de rétention pour les attaches Locator de la compagnie 3i sont de 62.73 N alors que celles des attaches Boules de la compagnie Nobel Biocare sont de 10.45 N, avec une différence statistiquement significative ( $p = 0,000$ ) d'environ 50 N entre les deux systèmes. Plusieurs études qui ont comparé la rétention initiale *in vitro* présentent des écarts entre les différentes attaches prothétiques évaluées similaires à notre étude (K.H. Chung et *coll.* 2004, Botega et *coll.* 2004 ; Besimo et *coll.* 2003 ; Porter et *coll.* 2002 ; Petropoulos et *coll.* 2002 ; Epstein et *coll.* 1999 ; Formentin et *coll.* 1999 ; Wichmann et *coll.* 1999 ; Setz et *coll.* 1998 ; Gamborena et *coll.* 1997 ; Cohen et *coll.* 1996 ; Breeding et *coll.* 1996).

Dans notre étude, cette différence peut être expliquée majoritairement par une variation entre la morphologie des attaches évaluées (figure (33)). Contrairement à l'attache boule de la compagnie Nobel Biocare (figure (33A) qui présente un mécanisme de rétention purement extra-coronaire, le Locator de la compagnie 3i

(figure (33B)) présente une rétention extra-coronaire et intra-coronaire qui augmente ainsi la surface de contact entre la partie mâle et femelle de l'attache. De plus, le parallélisme des parois et la présence d'une rainure tout au long de la surface externe de la partie mâle de l'attache Locator assurent une rétention supplémentaire. Donc, la différence entre la convergence des parois et la quantité de surface utilisée pour résister aux forces de délogement semblent être les deux facteurs d'importance qui peuvent expliquer la différence entre les valeurs de rétention observées.

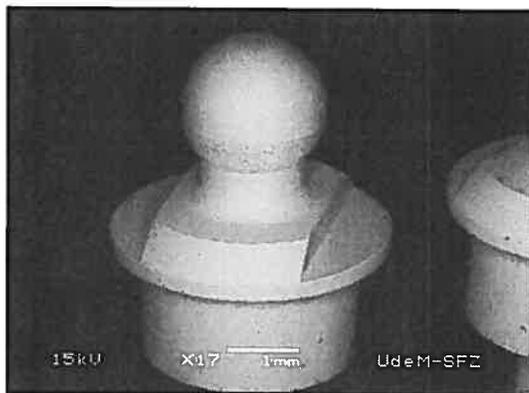


Figure A

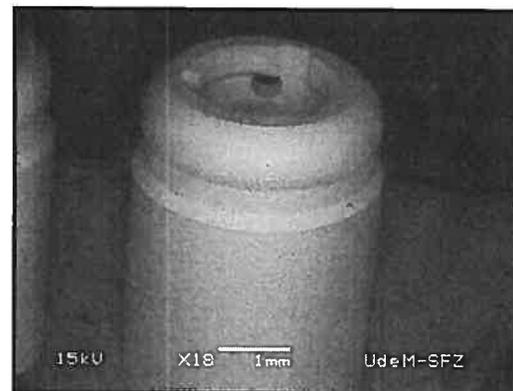


Figure B

---

Figure (33) : Les images microscopiques de la partie mâle des attaches du groupe I (attaches boules de la compagnie Nobel Biocare) (figure 33A) et du groupe II (attaches Locator de la compagnie 3i) (figure 33B) sont présentées.

Dans notre étude, les valeurs initiales de rétention notées pour les attaches Locator de la compagnie 3i étaient de 62.73 N avec une déviation standard de 12.91 N. Une seule étude en 2004, par K.H. Chung et *coll.*, a évalué les attaches Locator de la compagnie 3i en utilisant les mêmes gaines de rétention. Ces auteurs ont rapporté des valeurs initiales de rétention de 28.95 N. Les valeurs moyennes de rétention rapportées par notre investigation pour ces mêmes attaches sont supérieures à celles de K.H. Chung et *coll.* La différence entre le montage et le système de traction utilisée peut expliquer la distinction entre les résultats observés. En effet, cette étude

utilise un modèle qui simule la crête édentée mandibulaire et un système de traction triangulaire. Dans notre étude, un échantillon rectangulaire a été utilisé avec un système de traction unitaire. Cette configuration a été adoptée afin de permettre l'application des compressions cycliques durant le test de fatigue. Ainsi, la comparaison entre les résultats des deux études est limitée.

Deux études ont évalué les attaches boules de la compagnie Nobel Biocare similaire aux attaches utilisées dans notre étude. Petropoulos et *coll.* ont rapporté une valeur initiale de 17.8 N et Setz et *coll.*, une valeur approximative de 30 N. Notre valeur moyenne de 10.45 N est inférieure aux résultats rapportés par ces auteurs. Cette différence peut aussi être expliquée par l'absence de protocole standardisé pour l'évaluation des valeurs initiales de rétention qui rend la comparaison directe entre les différentes études impossibles. La variabilité dénotée au sein des attaches d'un même manufacturier peut également expliquer la différence observée entre les résultats. En effet, des déviations standard de 25-50% de la valeur moyenne de rétention ont été rapportées par Setz et *coll.* en 1998 et Petropoulos et *coll.* en 2002 pour les attaches évaluées. Cette variabilité est aussi notée dans notre étude. Une différence importante entre les valeurs minimales et maximales est notée (6.25 N et de 15.25 N pour le groupe I, attaches boules de la compagnie Nobel Biocare et 44.99 N et de 87.01 N pour le groupe II, attaches Locator de la compagnie 3i). Des déviations standard de 34% de la valeur moyenne est rapportée pour les attaches du groupe I et de 20% de la valeur moyenne de rétention pour les attaches du groupe II. Ces observations témoignent d'un manque dans la standardisation des attaches lors de la procédure de fabrication et peuvent expliquer la différence observée entre les différentes études.

### 6.1.2 Profil de rétention:

Petropoulos et *coll.* en 1997 et Leung et Prieskel en 1991 ont décrit des profils de rétention (load profile) qui varient selon la morphologie de l'attache et la résilience de la partie femelle. Le profil de rétention est généralement illustré par un graphique

décrivant le comportement des attaches suivant l'application d'une force de traction en fonction du déplacement.

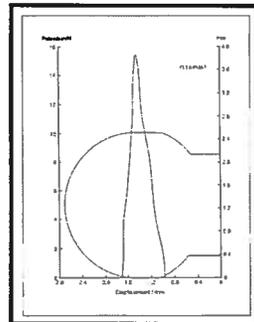


Figure A

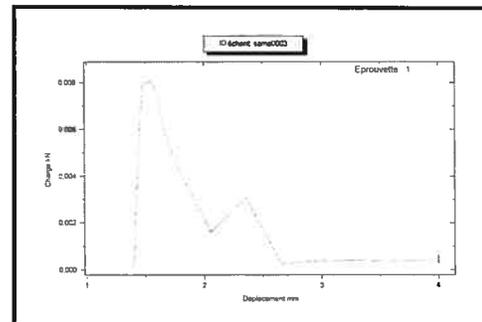


Figure B

Figure (34) : La figure (34A) présente le profil de rétention des attaches mâles sphériques tel que décrit par Leung et Prieskel 1991. La figure (34B) présente le profil de rétention des attaches boules de la compagnie Nobel Biocare

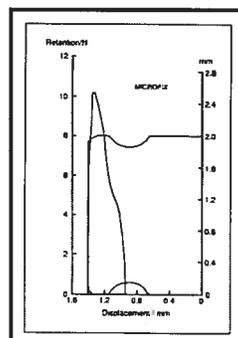


Figure A

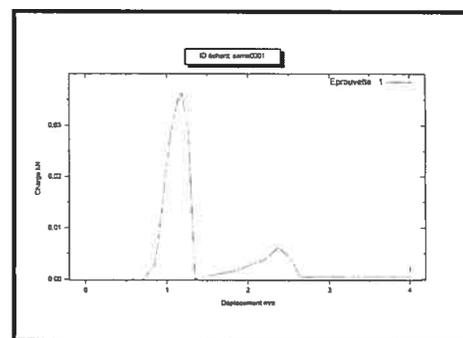


Figure B

Figure (35) : La figure (35A) présente le profil de rétention des attaches mâles cylindriques présentant une rainure extra-coronaire tel que décrit par Leung et Prieskel 1991. La figure (35B) présente le profil de rétention des attaches Locator de la compagnie 3i

Notre étude présente des profils de tension qui sont similaires à ceux détaillés par ces auteurs pour des attaches similaires (figures (34 et 35)). Ces dernières présentent un profil de résistance en forme pyramidale et démontrent une augmentation suivie d'une diminution rapide de la résistance sur une période de temps très courte. Ce profil est typique des attaches ayant des rainures qui assurent la rétention. La distinction observée entre les profils de rétention présentés par Leung *et coll.* et notre étude peut être expliquée par la différence entre les deux montages (figures (34 et 35)). En effet, chaque échantillon utilisé dans notre étude contenait deux attaches unitaires, contrairement à Leung *et coll.* qui utilisait seulement une seule attache. Ceci peut expliquer la présence de deux profils pyramidaux superposés.

### 6.1.3 Implications cliniques :

Ces observations ont une importance clinique. Lechmann et Arnim en 1978 ont établi qu'une rétention minimale de 5 à 7 N était nécessaire afin de stabiliser une prothèse hybride durant la mastication. Les deux systèmes d'attachement évalués dans notre étude démontrent des valeurs initiales de rétention qui dépassent cette valeur minimale. Ils sont donc conformes pour offrir une prothèse rétentive. De plus, une différence importante d'environ 50 N sépare les deux systèmes (62.73 N pour les attaches Locator de la compagnie 3i et 10.45 N pour les attaches boules de la compagnie Nobel Biocare). Cependant, il est important de noter qu'un protocole *in vitro* présente certaines limites importantes. En effet, notre étude rapporte des valeurs moyennes de rétention qui demeurent une évaluation purement objective. Afin d'évaluer l'impact que cette différence aurait cliniquement, une étude *in vivo* comparant les deux attaches évaluées par rapport à la satisfaction des patients serait nécessaire.

On peut, par contre, spéculer qu'un système d'attache offrant une rétention supérieure serait préféré par nos patients. En effet, certaines études *in vivo* supportent cette

spéculation et rapportent une corrélation directe entre la satisfaction des patients et le degré de stabilité offert par les prothèses amovibles (Naert et coll. 2004, Naert et coll. 1999, Naert et coll. 1994 et Burns et coll. 1995). Ainsi, parmi les différentes attaches évaluées, ces auteurs rapportent que les patients préfèrent généralement les systèmes offrant une rétention et une stabilité supérieures (Cune et coll. 2005 et Burns et coll. 1995). Cependant, les patients qui présenteraient une dextérité manuelle réduite pourraient bénéficier d'un système d'attaches qui offre moins de rétention. Il serait donc facile d'insérer et de retirer la prothèse.

Donc, la sélection des attaches prothétiques par rapport aux besoins de nos patients est un paramètre important durant les phases de planification et de traitement et un élément essentiel pour le succès prothétique. L'évaluation des attaches dans un contexte *in vitro* permet une comparaison objective de ces derniers. Cependant, la corrélation entre les conclusions rapportée par ces études et leurs comportements cliniques demeure limitée.

## 6.2. La fatigue

La fatigue d'une prothèse hybride peut être définie comme l'usure ressentie par les composantes prothétiques durant la période d'usage quotidien de la pièce. Cette dégradation peut être le résultat de la manipulation de la prothèse par le patient, incluant l'insertion et la rétraction de la prothèse, les déformations liées à la mastication ainsi que le nettoyage des éléments prothétiques. Cette dégradation est souvent responsable de la perte de rétention et de stabilité de la prothèse hybride.

Majoritairement, les études *in vitro* qui évaluent l'effet de la fatigue sur les composantes prothétiques utilisent généralement un montage permettant de simuler exclusivement la rétraction et l'insertion de la prothèse par le patient. Toutefois, les prothèses hybrides démontrent clairement des mouvements complexes en trois

dimensions durant la mastication (Merick-Stern 1998). À notre connaissance, aucune étude *in vitro* n'a évalué l'effet de ce phénomène sur les prothèses hybrides supportées par des attaches unitaires à pression. Notre protocole consistait ainsi à évaluer *in vitro* la résistance au délogement des attaches prothétiques suivant une période de un an de mastication.

### 6.2.1 Comportement des attaches unitaires :

Le comportement des attaches unitaires rapporté suivant les tests de fatigue *in vitro* est souvent variable. On peut généralement observer un des scénarios suivants :

- Comportement linéaire
  - Une perte de rétention
  - Une augmentation de la rétention
  - Aucun changement
- Comportement non linéaire
  - Une augmentation de la rétention suivie d'une perte progressive

Les attaches du groupe I (attaches boules de la compagnie Nobel Biocare) démontrent un comportement linéaire : une perte progressive statistiquement non significative ( $p = 0,000$ ) atteignant 20% de la valeur initiale après 400 000 cycles.

Nos résultats sont en désaccord avec ceux de Setz *et coll.* qui démontrent un comportement non linéaire associé à une perte significative de 50% de la valeur initiale de la rétention pour cette même attache. La différence entre le montage et le système de fatigue utilisé par les deux études peut expliquer la distinction entre les résultats observés. Setz *et coll.* ont utilisé un protocole de fatigue d'insertion et de rétraction qui simule la manipulation de la prothèse par le patient. Notre protocole expérimental consiste à simuler les mouvements masticatoires en répliquant le

mouvement de rotation de la prothèse hybride. Ainsi, la comparaison entre les résultats des deux études est très limitée.

Les attaches du groupe II (attaches Locator de la compagnie 3i) démontrent un comportement non linéaire. La rétention initiale calculée pour le groupe II est de 62.73 N. Cette valeur a augmenté à 65.74 N après 100 000 compressions. Ensuite, une perte progressive de la valeur moyenne est observée suite à 300 000 compressions. Enfin, une stagnation dans la valeur moyenne de rétention après 400 000 compressions est notée.

Ce comportement est similaire à celui décrit par Steward et Edwards 1983, Wichmann *et coll.* 1999, Setz *et coll.* 2002, Besimo *et coll.* 2003 et Gamborena *et coll.* en 1997 qui ont évalué des attaches possédant une morphologie similaire aux attaches Locator de la compagnie 3i. Selon nos observations microscopiques, une déformation plastique initiale de l'élément intra-coronaire de l'attache créant un effet de coincement peut expliquer l'augmentation initiale passager de la rétention. Par la suite, la perte de substance et la déformation du nylon blanc de la partie femelle peuvent expliquer la perte finale de la rétention comme en témoigne la (figure (38)).

Dans notre étude, une perte totale statistiquement significative ( $p = 0,000$ ) d'environ 60% de la valeur initiale de la rétention des attaches Locator est notée. Nos résultats sont en accord avec ceux de Chung *et coll.* et Rutkunas V *et coll.* en 2005 qui rapportent aussi une perte agressive d'environ 30 à 80% des valeurs de rétention pour des attaches Locator de la compagnie 3i utilisant des gaines de rétention similaire à notre étude. Toutefois, la comparaison entre les deux études demeure limitée due à la divergence entre les protocoles de fatigue utilisés.

## 6.2.2 Implications cliniques :

Les attaches évaluées dans notre étude exposent des caractéristiques différentes. Les attaches Locator de la compagnie 3i qui présentent un mécanisme de rétention extra-coronaire et intra-coronaire sont moins résilientes que les attaches boules de la compagnie Nobel Biocare. Ces dernières présentent une partie femelle mobile sur une partie mâle sphérique et permettent le mouvement de la pièce prothétique plus facilement par rapport à l'axe de rotation. On peut spéculer qu'un système d'attaches unitaires qui prend en considération la différence de compression tissulaire entre les implants et les bases ostéo-muqueuses peut être favorisé dans ce scénario. En effet, les attaches boules de la compagnie Nobel Biocare permettent un mouvement angulaire de la prothèse autour des implants qui pourrait diminuer la dégradation des composantes prothétiques durant la mastication. Cette hypothèse peut expliquer la différence observée entre le comportement des attaches étudiées durant notre évaluation et la divergence notée par rapport à la littérature.

Walton et *coll.* en 2002 ont évalué le comportement clinique des attaches boules de la compagnie Nobel Biocare sur une période de trois ans. Les résultats cliniques de cette étude indiquent un taux de complication élevé pour ce système d'attaches. Ces complications sont caractérisées majoritairement par une dégradation des composantes prothétiques. Les résultats de notre étude ne reflètent pas les observations cliniques rapportées par ces auteurs. Il est important de noter que la fatigue d'une prothèse hybride est souvent le résultat de plusieurs facteurs cumulatifs. Ces derniers incluent la manipulation de la prothèse par le patient qui comporte l'insertion et la rétraction de la prothèse, la déformation liée à la mastication ainsi que le nettoyage des éléments prothétiques. Notre étude ne tient pas compte de l'usure due à la rétraction et l'insertion des prothèses qui pourrait ajouter à la dégradation observée des attaches. La fatigue due au mouvement généré durant la mastication est le seul paramètre évalué. La divergence entre les observations *in vitro* et *in vivo*

témoigne de la difficulté de reproduire le comportement clinique des attaches dans un contexte *in vitro*. Ainsi, la corrélation entre les conclusions rapportées par ces études et leurs comportements cliniques demeure limitée.

D'après les études de Naert *et coll.* et de Burns *et coll.*, on sait que les patients préfèrent les systèmes d'attaches qui fournissent une rétention initiale supérieure. Dans notre étude, les attaches Locator de la compagnie 3i se distinguent clairement par leurs valeurs de rétention initiale qui surpassent de 50 N les attaches Boules de Nobel Biocare. Toutefois, une perte agressive d'environ 60% de ces valeurs est notée suivant un test de fatigue simulant la mastication sur une période d'un an par rapport aux attaches boules de la compagnie Nobel Biocare qui présentent une perte de 20% . Par contre, les valeurs finales de la rétention pour les deux systèmes demeurent supérieures à la rétention minimale de 5 à 7 N nécessaire pour stabiliser une prothèse hybride durant la mastication. On peut ainsi spéculer qu'un système d'attache qui perd sa valeur initiale de rétention plus rapidement peut amener une insatisfaction des patients à court terme. Cependant, nos observations demeurent des évaluations objectives et leurs impacts cliniques sur la satisfaction des patients sont incertains. Les paramètres d'évaluation utilisés par les praticiens afin d'évaluer la qualité d'une prothèse hybride diffèrent souvent de ceux utilisés par les patients. Une relation entre ces deux paramètres n'a pu être établie (Heydeck *et coll.* 2003, Van Waas MA. 1990). Ainsi, la corrélation entre la dégradation des ces attaches (Locator de la compagnie 3i) dans un contexte *in vitro* versus leurs comportements cliniques à l'égard de la satisfaction des patients demeure limitée.

## 6.3 Observations microscopiques :

### 6.3.1 Groupe I (attaches boules de la compagnie Nobel Biocare) :

Les images microscopiques après 400 000 compressions (T4) des attaches boules N1 et N5 de la compagnie Nobel Biocare présentent une usure caractérisée par une perte

de substance aux niveaux apical et latéral de la sphère (figure (36A)). Ce patron de dégradation semble simuler le mouvement de rotation de la prothèse. Cette dégradation se localise de manière préférentielle du côté droit de la sphère. La partie femelle présente aussi une déformation caractérisée par une perte de substance au niveau des quatre bras métalliques qui agrippent la partie mâle (figure (36B)). Ces usures sur la partie femelle pourraient être reliées plutôt à l'utilisation de la clé d'ajustement de la rétention des ailettes que par une usure suite au test de fatigue.



Figure A

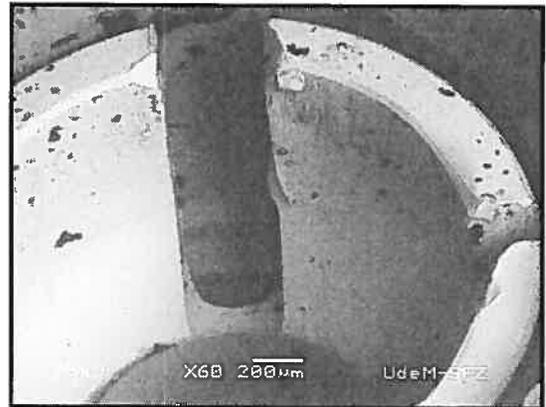


Figure B

---

Figure (36) : Les images microscopiques à T4 (après 400 000 compressions) de l'attache boule de la compagnie Nobel Biocare. La figure (36A) présente la partie mâle de l'attache et la figure (36B) la partie femelle

Les observations microscopiques de notre étude corroborent celles de Wichmman *et coll.* en 1999. Ces auteurs rapportent que la friction entre les composantes métalliques d'un système d'attaches amène une dégradation des parties mâle et femelle. Dans leur étude, cette perte a été associée à une diminution importante (60%) des valeurs moyennes de la rétention enregistrée. Cependant, la perte de rétention progressive (d'environ 20%) rapportée dans notre étude s'avère statistiquement non significative ( $p = 0,140$ ) suivant 400 000 compressions. Cette différence peut être expliquée par une méthodologie différente. Wichmman *et coll.* ont utilisé un protocole d'insertion

et de rétraction qui simule la manipulation de la prothèse par le patient. Notre protocole expérimental consiste à simuler les mouvements masticatoires en reproduisant le mouvement de rotation de la prothèse hybride. Aussi, le nombre limité (N=8) d'échantillons dans notre étude peut expliquer cette divergence.

### 6.3.2 Groupe II (attaches Locator de la compagnie 3i) :

Les observations microscopiques des attaches Locator de la compagnie 3i après 400 000 compressions (T4) démontrent des modifications tant au niveau de la partie femelle que de la partie mâle. Au niveau de la partie mâle, on note des modifications mineures caractérisées par une perte de substance au niveau du cylindre. Ces pertes de substance semblent être reliées plutôt au mécanisme de mise en tension de la partie mâle qui a glissé à plusieurs reprises durant la procédure. En effet, un manque d'intimité existe entre la clé fournie par le fabricant et la partie mâle de l'attache qui cause une instabilité durant la procédure de fixation de l'attache à l'implant. La figure (37) présente la perte de substance observée sur le cylindre #I-5. Ces difficultés d'installations auraient pu contribuer à la perte de rétention observée, en accélérant l'usure de la partie femelle de l'attache.

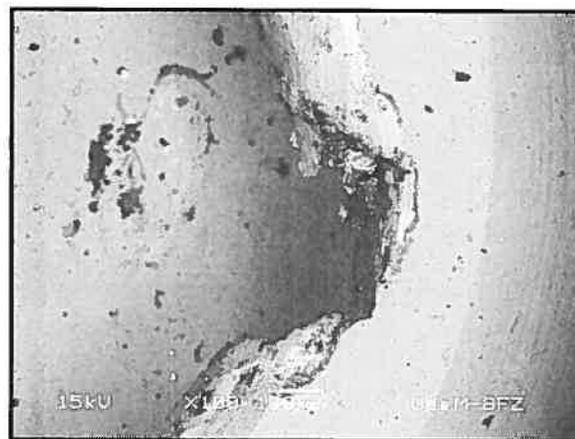


Figure (37) : Les images microscopiques à T4 (après 400 000 compressions) de l'attache Locator de la compagnie 3i. La partie mâle présente une usure caractérisée par une perte de substance au niveau du cylindre

La partie femelle présente aussi des changements caractérisés par l'usure et la déformation du nylon blanc. Le patron de dégradation noté semble simuler le mouvement de rotation de la prothèse. Cela est mis en évidence par l'asymétrie de l'usure notée sur ces composantes. Ce patron se caractérise par la présence d'une circonvolution au niveau de la composante intra-coronaire du nylon (figure (38B)). Ce repli peut représenter la résistance offerte par cet élément aux mouvements de rotation engendrés durant le test de fatigue.

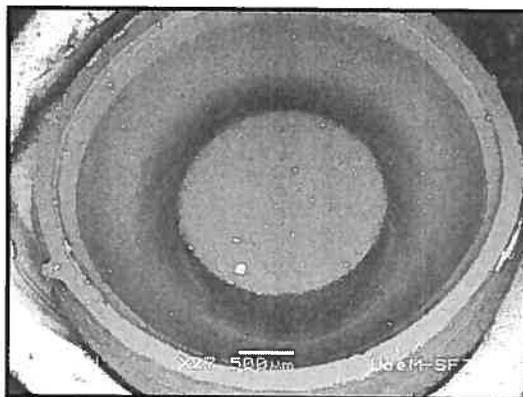


Figure A

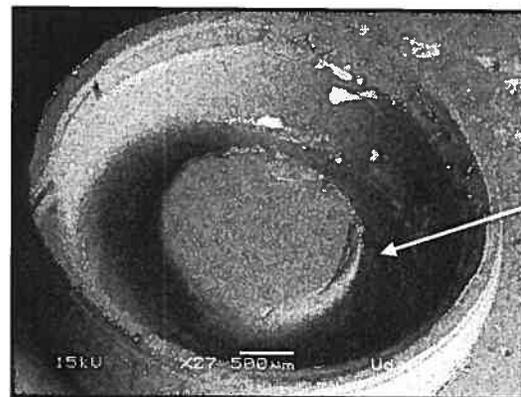


Figure B

Figure (38) : Les images microscopiques à T0 (figure 38A) et à T4 (après 400 000 compressions) (figure 38B) de l'attache Locator de la compagnie 3i. La partie femelle présente un changement au niveau de sa structure caractérisée par une perte de substance et une déformation au niveau du nylon blanc. Un patron de dégradation est noté qui se caractérise par un roulement de la composante intra-coronaire (flèche blanche)

Formentin et *coll.* 1999 ont aussi rapporté une usure des composantes femelles des attaches présentant une portion femelle en plastique ou en caoutchouc. Ces auteurs présentent des images microscopiques qui démontrent une dégradation ou une déformation de ces éléments. Aucune usure des composantes mâles n'a été observée.

Une perte de 14 à 80 % des valeurs initiales de la rétention a été rapportée. Malgré la différence entre les protocoles de fatigue utilisés, nos résultats sont en accord avec ceux de Formentin *et coll.* En effet, les spécimens du groupe II présentent une perte totale statistiquement significative ( $p = 0,000$ ) d'environ 60% de la valeur initiale.

### 6.3.3. Implications cliniques :

Le taux de survie des implants dentaires rapporté dans la littérature sur une période de 5 à 10 ans est très élevé (95% et plus) (Naert *et coll.* 2004, Oetterli *et coll.* 2001, Gotfredson *et coll.* 2000, Davis et Packer 1999, Bergendal *et coll.* 1998). Ainsi, le choix d'un système d'attaches prothétiques ne doit pas dépendre uniquement de sa rétention initiale (Burns *et coll.*), mais aussi de sa longévité clinique. Donc, la durabilité des composantes et les coûts associés au maintien de ces pièces doivent également faire partie de nos critères de sélection. En effet, des complications prothétiques reliées au système de rétention des prothèses ont été rapportées par plusieurs auteurs (Walton 2003, Walton *et coll.* 2002, Watson *et coll.* 2002, Chaffee *et coll.* 2002, Payne et Solomon 2000, Bergendal *et coll.* 1998). Ces complications sont reliées majoritairement à l'usure, au délogement ou au remplacement des composantes mâles ou femelles du système de rétention.

Les images microscopiques des attaches boules de la compagnie Nobel Biocare démontrent une dégradation reliée à la fatigue de la partie mâle tandis que les attaches Locator de la compagnie 3i illustrent des changements limités aux composantes en nylon. On sait que la fatigue d'une prothèse hybride est souvent le résultat de plusieurs facteurs qui sont cumulatifs. Notre étude s'est limitée à évaluer le comportement des attaches unitaires suivant un mouvement généré durant la mastication. En effet, cette étude ne tient pas compte de l'usure due à la rétraction et l'insertion des prothèses qui pourrait ajouter à la dégradation observée de ces attaches. Ainsi, une étude *in vitro* qui évaluerait l'usure des attaches unitaires suivant une simulation de la mastication et des mouvements d'insertion et retrait de la

prothèse pourrait encore mieux représenter le comportement clinique de ces attaches. Dans un contexte clinique, l'usure de la partie mâle d'un système d'attaches entraîne ultimement le remplacement de cette composante qui souvent constitue la portion onéreuse du système d'attache; ce qui implique invariablement des dépenses supplémentaires pour le patient.

Par contre, la gestion des complications reliées à la partie femelle est souvent facile, rapide et peu coûteuse. Toutefois, la fréquence du changement des gaines dépend majoritairement de l'évaluation subjective de la perte de rétention par le patient. Par conséquent, le rythme de remplacement peut être perçu comme un fardeau tant pour le patient que pour le praticien. L'évaluation objective de la rétention initiale et de sa variation suivant un test de fatigue dans un contexte *in vitro* n'est pas nécessairement représentative du comportement clinique et de la satisfaction des patients. Les paramètres d'évaluation utilisés par les praticiens diffèrent souvent de ceux des patients. Ainsi, une corrélation entre ces deux paramètres n'a pu être établie et la relation entre la dégradation des ces derniers dans un contexte *in vitro* et l'insatisfaction des patients demeure limitée.

Selon Lechmann et Arnim en 1978, une rétention minimale de 5 à 7 N est nécessaire afin de stabiliser une prothèse hybride lors de la mastication. Les deux systèmes d'attaches évalués démontrent des valeurs initiales de rétention qui dépassent cette valeur minimale (62.73 N pour les attaches Locator de la compagnie 3i et 10.45 N pour les attaches boules de la compagnie Nobel Biocare). Aussi, après une période de fatigue qui simule un an d'usage, les deux systèmes d'attachement semblent maintenir des valeurs de rétention supérieure à 7 N (21.65 N pour les attaches Locator et 7.95 pour les attaches boules).

Néanmoins, cette étude comporte des limitations importantes:

1. Une étude *in vitro* des valeurs moyennes de rétention demeure une évaluation purement objective.
2. La fatigue due au mouvement généré durant la mastication a été le seul paramètre évalué. Notre étude ne tient pas compte de l'usure due à la rétraction et l'insertion des prothèses qui pourrait ajouter à la dégradation observée des attaches.
3. La simulation du déplacement de la pièce prothétique durant la mastication dans un contexte *in vitro* demeure limitée par la variabilité et le comportement des tissus de support (Kydd *et coll.* 1971, Compagnon *et coll.* 2003)
4. La période de fatigue choisie est limitée (un an) par rapport à la durée de vie des implants et celle des prothèses amovibles (Naert *et coll.* 2005, Zarb 2005).

La fatigue d'un système d'attaches d'une prothèse hybride est souvent le résultat de plusieurs facteurs qui sont cumulatifs soit la manipulation de la prothèse par le patient, incluant l'insertion et la rétraction de la prothèse, des déformations liées à la mastication ainsi que le nettoyage des éléments prothétiques. Les systèmes de fatigue *in vitro* ne réussissent toujours pas à reproduire le comportement clinique des attaches prothétiques. La corrélation entre la dégradation des ces dernières dans un contexte *in vitro* et leurs comportements cliniques demeure limitée. Cependant, les études *in vitro* permettent de comparer les attaches selon des paramètres identiques et connus. Ainsi, la suite logique de toute étude *in vitro* demeure la transposition *in vivo* sur patients afin de corroborer la véracité de notre modèle de laboratoire et de tester les composantes là où elles seront utilisées éventuellement, soit dans la bouche de nos patients.

## 7.0. CONCLUSIONS

Dans les limites de cette étude, différentes conclusions s'imposent :

1. Une différence marquée entre les valeurs initiales de rétention pour les deux attaches évaluées est notée. Les valeurs initiales de rétention pour les attaches Locator de la compagnie 3i sont de 62.73 N alors que celles des attaches boules de la compagnie Nobel Biocare sont de 10.4N, avec une différence statistiquement significative d'environ 50 N entre les deux systèmes.
2. Une variabilité importante dans les valeurs initiales de rétention existe au sein des attaches d'un même manufacturier. Ces observations témoignent de l'absence de régularisation dans la procédure de fabrication et de la nécessité d'établir des standards minimaux.
3. Les attaches Locator de la compagnie 3i montrent une perte agressive d'environ 60% de leur valeurs initiales suivant un test de fatigue qui simule la mastication sur une période d'un an par rapport aux attaches boules de la compagnie Nobel Biocare qui présentent une perte de 20% .
4. Les images microscopiques des attaches boules de la compagnie Nobel Biocare démontrent une dégradation reliée à la fatigue de la partie mâle tandis que les attaches Locator de la compagnie 3i illustrent des changements limités aux composantes femelles en nylon.

5. Les résultats de notre étude indiquent que l'hypothèse nulle postulée doit être rejetée. Une différence statistiquement significative existe entre les deux groupes évalués avant et après les manipulations décrites.

## 8.0. RÉFÉRENCES

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg. 1981 Dec; 10(6):387-416.

Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: the Toronto study. Int J Prosthodont. 2004 Jul-Aug; 17(4):417-24.

Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures: the Toronto study. Int J Prosthodont. 2004 Jul-Aug; 17(4):425-33.

Atwood DA. Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. J Prosthet Dent. 1971 Sep; 26(3):266-79.

Atwood DA, Coy WA. Clinical, cephalometric, and densitometric study of reduction of residual ridges. J Prosthet Dent. 1971 Sep; 26(3):280-95.

Awad MA, Lund JP, Dufresne E, Feine JS. Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: satisfaction and functional assessment. Int J Prosthodont. 2003 Mar-Apr; 16(2):117-22.

Awad MA, Lund JP, Shapiro SH, Locker D, Klemetti E, Chehade A, Savard A, Feine JS. Oral health status and treatment satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures: a randomized clinical trial in a senior population. Int J Prosthodont. 2003 Jul-Aug; 16(4):390-6.

Awad MA, Locker D, Korner-Bitensky N, Feine JS. Measuring the effect of intra-oral implant rehabilitation on health-related quality of life in a randomized controlled clinical trial. J Dent Res. 2000 Sep; 79(9):1659-63.

Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. Int J Prosthodont. 2002 Nov-Dec; 15(6):575-81.

Bergendal T. Implant-Supported Overdentures: A Longitudinal Prospective Study Int J Oral Maxillofac Implants 1998; 13:253-262.

Besimo CE, Guarneri A. In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. J Oral Rehabil. 2003 Jul; 30(7):671-8.

Botega DM, Mesquita MF, Henriques GE, Vaz LG. Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. J Oral Rehabil. 2004 Sep; 31(9):884-9.

Branemark PI, Zarb GA, and Albrektsson T. Tissue-Integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry. 1<sup>st</sup> ed., Quintessence publishing Co., Inc., Chicago, Illinois, 1985.

Breeding LC, Dixon DL, Schmitt S. The effect of simulated function on the retention of bar-clip retained removable prostheses. J Prosthet Dent. 1996 May; 75(5):570-3.

Brodeur JM, Payette M, Benigeri M, Olivier M, Chabot D. Santé buccodentaire des adultes de 35 à 44 ans du Québec en 1994-95. JDQ 1998; 35:431-444.

Brodeur JM. Trends in the level of edentulism in Quebec between 1980 and 1993. J Can Dent Assoc 1996; 62: 159-60, 162-6.

Burns DR, Unger JW, Elswick RK Jr, Giglio JA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part II: Patient satisfaction and preference. J Prosthet Dent. 1995 Apr; 73(4):364-9.

Burns DR, Unger JW, Elswick RK Jr, Beck DA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I: Retention, stability, and tissue response. J Prosthet Dent. 1995 Apr; 73(4):354-63.

Carlsson GE. Clinical morbidity and sequelae of treatment with complete dentures. J Prosthet Dent. 1997;79: 17-23.

Chaffee NR, Felton DA, Cooper LF, Palmqvist U, Smith R. Prosthetic complications in an implant-retained mandibular overdenture population: Initial analysis of a prospective study. J Prosthet Dent 2002; 87:40-4.

Chen L, Xie Q, Feng H, Lin Y, Li J. The masticatory efficiency of mandibular implant-supported overdentures as compared with tooth-supported overdentures and complete dentures. J Oral Implantol. 2002; 28(5):238-43.

Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ Jr. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. J Prosthodont. 2004 Dec; 13(4):221-6.

Cohen BI, Pagnillo M, Condos S, Deutsch AS. Comparative study of two precision overdenture attachment designs. J Prosthet Dent. 1996 Aug; 76(2):145-52.

Compagnoni MA, Souza RF, Leles CR. Kinesiographic study of complete denture movement related to mucosa displacement in edentulous patients. Pesqui Odontol Bras. 2003 Oct-Dec; 17(4):356-61.

Cune M, van Kampen F, van der Bilt A, Bosman F. Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. Int J Prosthodont. 2005 Mar-Apr; 18(2):99-105.

Cune MS, de Putter C, Hoogstraten J. Treatment outcome with implant-retained overdentures: Part I: Clinical findings and predictability of clinical treatment outcome. J Prosthet Dent. 1994 Aug; 72(2):144-51.

Davis DM, Packer ME. Mandibular overdentures stabilized by Astra Tech implants with either ball attachments or magnets: 5-year results. Int J Prosthodont. 1999 May-Jun; 12(3):222-9.

Epstein DD, Epstein PL, Cohen BI, Pagnillo MK. Comparison of the retentive properties of six prefabricated post overdenture attachment systems. J Prosthet Dent. 1999 Nov; 82(5):579-84.

Feine JS, Carlsson GE. Implant Overdentures: The Standard of Care for Edentulous Patients. 1<sup>st</sup> ed., Quintessence publishing Co., Inc., Chicago, Illinois, 2003.

Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, Head T, Lund JP, MacEntee M, Mericske-Stern R, Mojon P, Morais J, Naert I, Payne AG, Penrod J, Stoker GT, Tawse-Smith A, Taylor TD, Thomason JM, Thomson WM, Wismeijer D. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002 Jul-Aug; 17(4):601-2.

Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, Head T, Lund JP, MacEntee M, Mericske-Stern R, Mojon P, Morais J, Naert I, Payne AG, Penrod J, Stoker GT Jr, Tawse-Smith A, Taylor TD, Thomason JM, Thomson WM, Wismeijer D. The McGill Consensus Statement on Overdentures. Montreal, Quebec, Canada. May 24-25, 2002. Int J Prosthodont. 2002 Jul-Aug; 15(4):413-4.

Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, Head T, Heydecke G, Lund JP, MacEntee M, Mericske-Stern R, Mojon P, Morais JA, Naert I, Payne AG, Penrod J, Stoker GT, Tawse-Smith A, Taylor TD, Thomason JM, Thomson WM, Wismeijer D. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Gerodontology. 2002 Jul; 19(1):3-4.

Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van 't Hof MA, Kalk W, Jansen JA. Pain and instability during biting with mandibular implant-retained overdentures. Clin. Oral Impl. Res. 2001; 12: 46-51.

Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van 't Hof MA, Witter DJ, Kalk W, Jansen JA. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. J Dent Res. 2000 Jul; 79(7):1519-24.

Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van 't Hof MA, Geertman ME, Kalk W. Bite Forces with Mandibular Implant-retained Overdentures. J. Dent. Res. 1998; 77 (10): 1832-1839.

Fromentin O, Picard B, Tavernier B. In vitro study of the retention and mechanical fatigue behavior of four implant overdenture stud-type attachments. Pract Periodontics Aesthet Dent. 1999 Apr; 11(3):391-7.

Gamborena JI, Hazelton LR, Nabadalung D, Brudvik J. Retention of ERA direct overdenture attachments before and after fatigue loading. Int J Prosthodont. 1997 Mar-Apr; 10(2):123-30.

Gilboe D, Teteruck W. Fundamentals of extra-coronall preparation. J Prosthet Dent. 1974; 32:651-656.

Goodacre CJ, Guillermo B, Kitichai R. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent. 2003; 90:121-32.

Gotfredsen K, Holm B. Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: a randomized prospective 5-year study. Int J Prosthodont. 2000 Mar-Apr; 13(2):125-30.

Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1: In vivo verification of stereolithographic model. Clin Oral Implants Res. 2001 Dec; 12(6):617-23.

Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. Clin Oral Implants Res. 2001 Dec; 12(6):640-7.

Heydecke G, Klemetti E, Awad MA, Lund JP, Feine JS. Relationship between prosthodontic evaluation and patient ratings of mandibular conventional and implant prostheses. Int J Prosthodont. 2003 May-Jun; 16(3):307-12.

Ismail YH. Changes in soft-tissue profile following extraction and complete denture treatment. J Prosthet Dent. 1971 Jul; 26(1):11-20.

Jorgensen KD. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. Acta Odontol Scan. 1955; 13: 35-40.

Kydd WL, Daly CH. The biologic and mechanical effects of stress on oral mucosa. J Prosthet Dent. 1982 Mar; 47(3):317-29.

Kydd WL, Daly CH, Nansen D. Variation in the response to mechanical stress of human soft tissues as related to age. J Prosthet Dent. 1974 Nov; 32(5):493-500.

Kydd WL, Daly CH, Wheeler JB 3rd. The thickness measurement of masticatory mucosa in vivo. Int Dent J. 1971 Dec 4;21(4):430-41.

Lechmann KM, Arnim FV. Studies on the retention forces of snap on attachments. Quint Dent Technol. 1978; 7:45-48.

Leung T, Preiskel HW. Retention profiles of stud-type precision attachments. Int J Prosthodont. 1991 Mar-Apr; 4(2):175-9.

Lorey R, Myers G. The retentive qualities of bridge retainers. J Am Dent Assoc. 1968; 76: 568-72.

MacEntee MI, Walton JN, Glick N. A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: three-year results. J Prosthet Dent. 2005 Jan; 93(1):28-37.

Maeda Y, Okada M, Makishi A, Nokubi T, Okuno Y, Aoki T. Using mandibular kinesiograph for measuring complete denture movements: a preliminary report. J Osaka Univ Dent Sch. 1984 Dec; 24:123-9.

Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998 May-Jun; 13(3):369-76.

Mericske-Stern R. L'efficacité masticatoire. Réalité clinique. 2003 juin; 14(2): 173-185.

Mericske-Stern R. Treatment outcomes with implant-supported overdentures: Clinical considerations. J Prosthet Dent. 1998; 79:66-73.

Mericske-Stern R. Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998 Jan-Feb; 13(1):36-43.

Naert I, Alsaadi G, van Steenberghe D, Quirynen M. A 10-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining mandibular overdentures: peri-implant outcome. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004 Sep-Oct; 19(5):695-702.

Naert I, Alsaadi G, Quirynen M. Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. Int J Prosthodont. 2004 Jul-Aug; 17(4):401-10.

Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. J Oral Rehabil. 1999 Mar; 26(3):195-202.

Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, van Steenberghe D. A 5-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in the mandibular overdenture therapy. Part I: Peri-implant outcome. Clin Oral Implants Res. 1998 June; 9(3): 170-7.

Naert IE, Gizani S, Vuylsteke M, van Steenberghe D. A randomised clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in mandibular overdenture therapy. A 3-year report. Clin Oral Investig. 1997 June; 1(2):81-8.

Naert I, Quirynen M, Theuniers G, van Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. J Prosthet Dent. 1991 May;65(5):671-80.

Oetterli M, Kiener P, Mericske-Stern R. A Longitudinal Study on Mandibular Implants Supporting an Overdenture: The Influence of Retention Mechanism and Anatomic-Prosthetic Variables on Periimplant Parameters. Int J Prosthodont. 2001; 14:536–542.

Payne AG, Walton TR., Walton JN., Solomons YF. The Outcome of Implant Overdentures from a Prosthodontic Perspective: Proposal for a Classification Protocol. Int J Prosthodont 2001; 14:27–32.

Payne AG, Solomons YF. Mandibular implant-supported overdentures: a prospective evaluation of the burden of prosthodontic maintenance with 3 different attachment systems. Int J Prosthodont. 2000 May-Jun; 13(3):246-53.

Payne AG, Solomons YF. The prosthodontic maintenance requirements of mandibular mucosa- and implant-supported overdentures: a review of the literature. Int J Prosthodont. 2000 May-Jun; 13(3):238-43.

Petropoulos VC, Smith W. Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002 Jul-Aug; 17(4):526-35.

Petropoulos VC, Smith W, Kousvelari E. Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997 Mar-Apr;12(2):176-85.

Porter JA, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of Load Distribution for Implant Overdenture Attachments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002; 17:651–662.

Rutkunas V. Mizutani H. Takahashi H. Iwasaki N. and Yamazaki t. Fatigue behavior of overdenture stud attachments. An in vitro study. The IADR/AADR/CADR 83rd General Session, Complete Denture and Overdenture Research, Poster 1613.

Setz I, Lee SH, Engel E. Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study. J Prosthet Dent. 1998 Sep; 80(3):323-9.

Sinclair PM, Little RM. Maturation of untreated normal occlusions. Am J Orthod. 1983; 83:114-23.

Stewart BL, Edwards RO. Retention and wear of precision-type attachments. J Prosthet Dent. 1983 Jan; 49(1):28-34.

Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. J Prosthet Dent. 1972 Feb; 27(2):120-32.

Tallgren A. Positional changes of complete dentures. A 7-year longitudinal study. Acta Odontol Scand. 1969 Oct; 27(5):539-61.

Thomason JM, Lund JP, Chehade A, Feine JS. Patient Satisfaction with Mandibular Implant Overdentures and Conventional Dentures 6 Months After Delivery. Int J Prosthodont. 2003; 16:467-473.

Tomlin HR, Wilson HJ, Osborne J. The thickness and hardness of soft tissues. A preliminary clinical survey. Br Dent J. 1968 Mar 5; 124(5):223-6.

Tomlin HR, Wilson HJ. The measurement of thickness and hardness of oral soft tissues. Br Dent J. 1968 Jan 2; 124(1):22-7.

Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. In Vitro Study of a Mandibular Implant Overdenture Retained with Ball, Magnet, or Bar Attachments: Comparison of Load Transfer and Denture Stability. Int J Prosthodont. 2003; 16:128-134.

Uchida H, Kobayashi K, Nagao M. Measurement in vivo of masticatory mucosal thickness with 20 MHz B-mode ultrasonic diagnostic equipment. J Dent Res. 1989 Feb; 68(2):95-100.

Van Kampen F, Cune M, van der Bilt A, Bosman F. Retention and postinsertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant overdenture treatment: an in vivo comparison after 3 months of function. Clin Oral Implants Res. 2003 Dec; 14(6):720-6.

Van Kampen FM, van der Bilt A, Cune MS, Bosman F. The influence of various attachment types in mandibular implant-retained overdentures on maximum bite force and EMG. J Dent Res. 2002 Mar; 81(3):170-3.

Van Waas MA. The influence of clinical variables on patients' satisfaction with complete dentures. J Prosthet Dent. 1990 Mar; 63(3):307-10.

Walton JN. A randomized clinical trial comparing two mandibular implant overdenture designs: 3-year prosthetic outcomes using a six-field protocol. Int J Prosthodont. 2003 May-Jun; 16(3):255-60.

Walton JN, MacEntee MI, Glick N. One-year prosthetic outcomes with implant overdentures: a randomized clinical trial. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002 May-Jun; 17(3):391-8.

Wara-aswapati N, Pitiphat W, Chandrapho N, Rattanayatikul C, Karimbux N. Thickness of palatal masticatory mucosa associated with age. J Periodontol. 2001 Oct; 72(10):1407-12.

Watson GK, Payne AG, Purton DG, Thomson WM. Mandibular overdentures: professional time for prosthodontic maintenance during the first year of service using three different implant systems. Int J Prosthodont. 2002 Jul-Aug; 15(4):379-84.

Wichmann MG, Kuntze W. Wear behavior of precision attachments. Int J Prosthodont. 1999 Sep-Oct; 12(5):409-14.

Wyatt CL. The effect of prosthodontic treatment on alveolar bone loss: A review of the literature. J Prosthet Dent. 1998; 80:362-6.

Zarb GA, Bolender CL, Carlsson GE. Boucher's Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients, 12<sup>th</sup> ed., C. V. Mosby, St. Louis, 2004.

Zarb GA, Lekholm U, Albrektsson T, Tenenbaum H. Aging, Osteoporosis, and Dental Implants, 1<sup>st</sup> ed., Quintessence publishing Co., Inc., Chicago, Illinois, 2002.

Zarb GA, Schmitt A. The edentulous predicament. I: A prospective study of the effectiveness of implant-supported fixed prostheses. J Am Dent Assoc. 1996 Jan; 127(1):59-65.

## 9.0. ANNEXES

### 9.1. Annexe A:

Données brutes des valeurs de rétention obtenues durant la période d'étude pour les groupes I (attaches de la compagnie Nobel) :

	<b>INITIAL T(0)</b>	<b>100 000 T(1)</b>	<b>200 000 T(2)</b>	<b>300 000 T(3)</b>	<b>400 000 T(4)</b>
<b>N1</b>	8.349	8.966	9.79	5.047	4.617
	8.564	8.725	9.2	5.126	4.43
	8.617	9.32	8.9	5.4	4.242
	8.698				
	8.483				
<b>N2</b>	6.658	11.79	12.83	10.55	14.6
	6.738	11.14	12.54	11.25	14.74
	6.577	12.11	12.7	11.46	13.9
	6.846				
	6.926				
<b>N3</b>	15.33	12.11	7.3	9.36	9.664
	16.03	11.87	7.06	9.8	8.913
	14.9	11.9	7.08	9.9	8.966
	15.92				
	15.25				
<b>N4</b>	15.70	11.25	6.228	0.7	0.99
	15.52	11.07	6.174	0.85	0.88
	14.23	11.28	6.20	0.82	0.85
	14.01				
	14.15				

<b>N5</b>	10.52	10.09	7.624	9.2	8.181
	9.77	9.96	7.49	9.1	7.85
	9.90	10.09	7.43	9.3	7.71
	9.047				
	9.67				
<b>N6</b>	14.36	14.82	11.62	15.06	13.22
	14.04	14.01	11.17	13.83	12.59
	13.26	13.45	11.60	13.48	12.54
	13.13				
	14.00				
<b>N7</b>	10.71	9.47	8.8	7.83	7.83
	9.87	9.42	8.78	7.78	7.82
	9.69	9.04	8.79	7.83	7.86
	9.39				
	8.94				
<b>N8</b>	7.05	6.12	5.2	5.718	6.25
	6.36	6.613	5.12	5.87	6.01
	6.39	5.79	5.23	5.611	6.09
	5.96				
	6.25				

## 9.2. Annexe B :

Données brutes des valeurs de rétention obtenues durant la période d'étude pour les groupes II (attaches de la compagnie 3i) :

	<b>INITIAL T(0)</b>	<b>100 000 T(1)</b>	<b>200 000 T(2)</b>	<b>300 000 T(3)</b>	<b>400 000 T(4)</b>
<b>I1</b>	47.25	47.25	35.52	16.46	19.38
	49.32	49.5	34.93	15.44	17.58
	47.97	43.02	34.55	14.95	17.26
	45.07				
	44.99				
<b>I2</b>	109.3	93.21	59.97	9.96	6.339
	101.1	96.27	59.62	9.79	5.539
	94.63	89.4	57.58	9.42	5.4
	93.15				
	87.01				
<b>I3</b>	92.35	83.65	2.9	0.45	0.45
	86.23	58.01	2.8	0.42	0.51
	74.55	64.02	2.7	0.42	0.49
	73.37				
	70.58				
<b>I4</b>	59.09	74.79	55.17	52.75	44.35
	60.19	66.27	53.99	49.61	42.7
	59.89	63.22	53.23	50.39	43.7
	59.95				
	58.76				
<b>I5</b>	69.8	53.83	41.21	37.01	28.62
	74.47	47.03	44.67	38.01	28.59
	66.58	52.67	43.6	37.15	28.7
	68.54				

65

<b>16</b>	69.56	66.7	80.89	22.77	4.37
	71.73	65.85	76.16	19.3	3.87
	67.44	67.01	80	17.64	4.23
	65.4				
	67.2				
<b>17</b>	53.96	59.3	41.13	31.89	31.19
	52.54	60.01	39.22	32.35	31.22
	53.23	54.95	37.64	31.89	30.6
	50.83				
	51.81				
<b>18</b>	59.87	76.96	61.56	58.01	40.02
	58.66	74.91	58.58	60.83	44.64
	56.46	70.01	61.77	57.58	39.01
	61.13				
	56.48				

### 9.3. Annexe C :

L'annexe C présente les images microscopiques des attaches sélectionnées N1 et N5 de la compagnie Nobel Biocare obtenues durant l'évaluation microscopique.

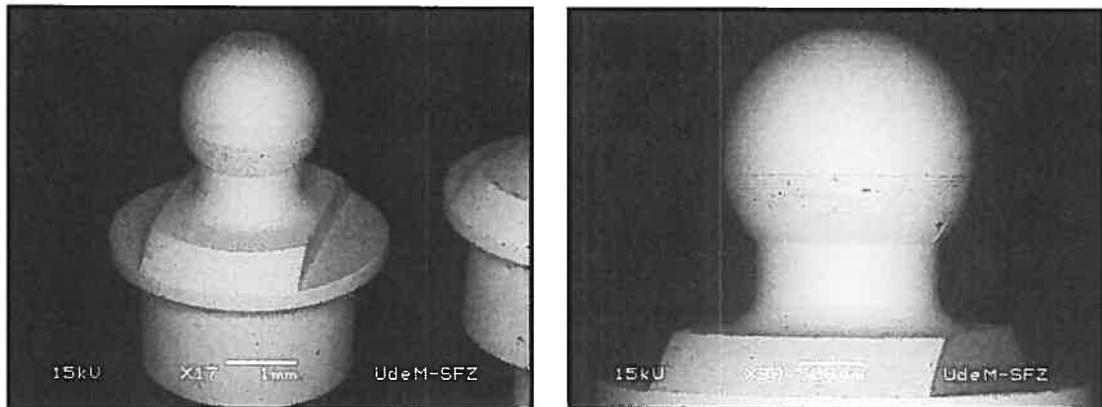


Figure (39) : Les images microscopiques à T0 (pré-fatigue) de l'attache boule de la compagnie Nobel Biocare. La partie mâle présente un mécanisme de rétention extra-coronaire. La sphère de rétention possède un diamètre de 2.25mm

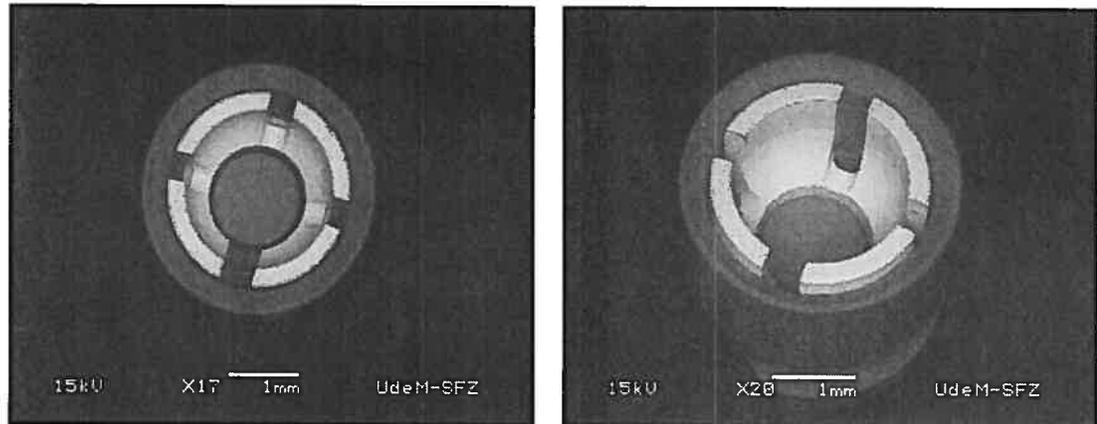


Figure (40) : Les images microscopiques à T0 (pré-fatigue) de l'attache boule de la compagnie Nobel Biocare. La partie femelle est composée de 2 portions distinctes : une loge externe et un élément rétentif interne. La portion externe offre une rainure de rétention le long de sa surface afin d'assurer sa rétention dans la prothèse. La portion interne loge un arrêt apical qui assure l'assise de la partie mâle dans l'attache. De plus, on y retrouve l'élément rétentif du système qui est composé de quatre bras métalliques qui permettent d'agripper la portion externe de la sphère. La rétention de cet élément est ajustable avec une clé fournie par la compagnie



Figure A

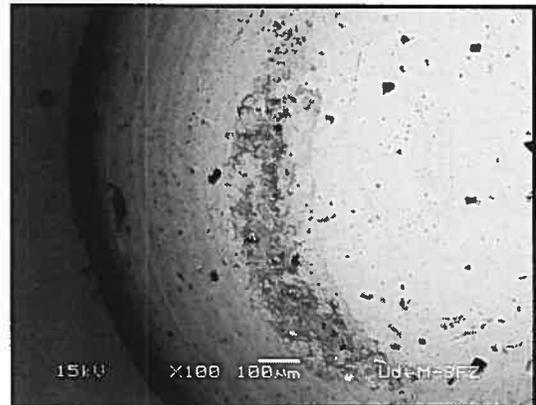


Figure B



Figure C

---

Figure (41) : Les images microscopiques à T4 (après 400 000 compressions) de l'attache boule de la compagnie Nobel Biocare. La partie mâle présente une usure caractérisée par une perte de substance aux niveaux latéral (figure A) et apical (figure B) de la sphère (figure C)

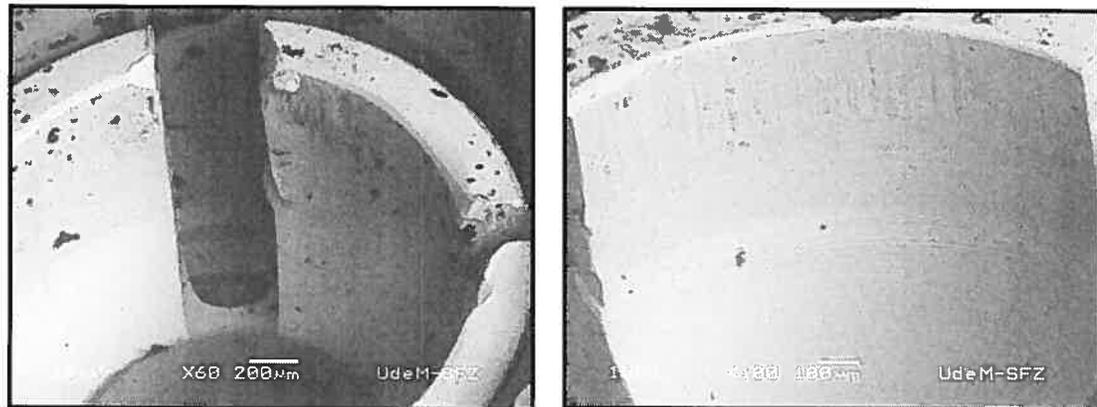


Figure (42) : Les images microscopiques à T4 (après 400 000 compressions) de l'attache boule de la compagnie Nobel Biocare. La partie femelle présente une déformation caractérisée par une perte de substance au niveau des quatre bras métalliques qui agrippent la partie mâle

## 9.4. Annexe D :

L'annexe D présente les images microscopiques des attaches sélectionnées I1 et I5 de la compagnie 3i obtenues durant l'évaluation microscopique.

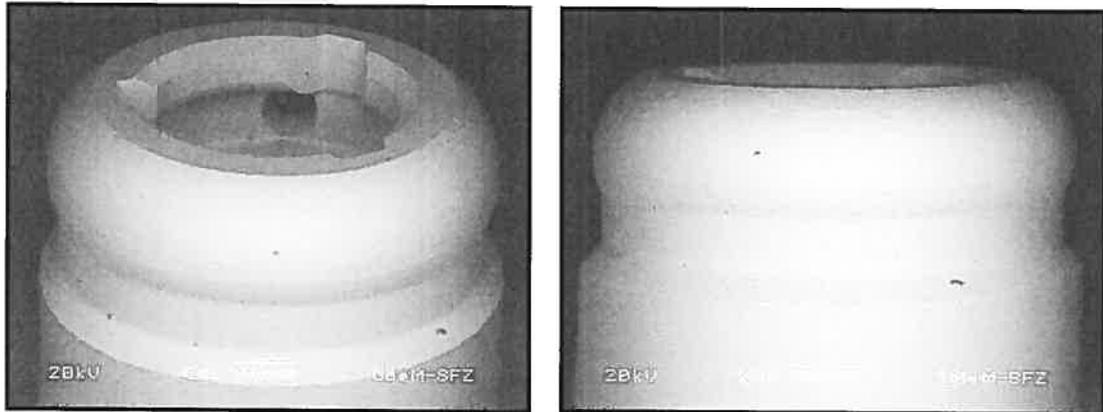


Figure (43) : Les images microscopiques à T0 (pré-fatigue) de l'attache Locator de la compagnie 3i. La partie mâle présente un mécanisme de rétentions extra-coronaire et intra-coronaire. Le cylindre prothétique possède une rainure tout au long de ses surfaces externe et interne qui assure une rétention avec la partie femelle

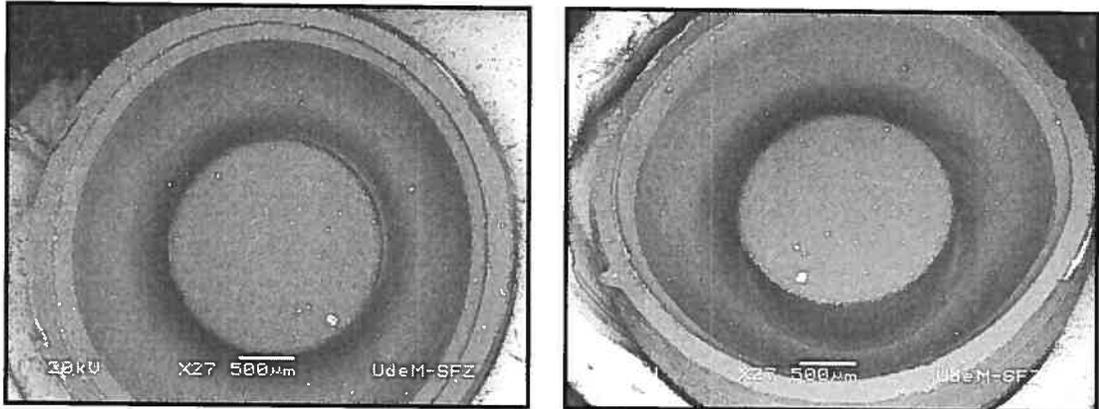


Figure (44) : Les images microscopiques à T0 (pré-fatigue) de l'attache Locator de la compagnie 3i. La partie femelle est construite en nylon blanc. Cet élément représente l'image négative de la portion mâle. Son engagement dans les rainures internes et externes de la portion mâle assure la rétention

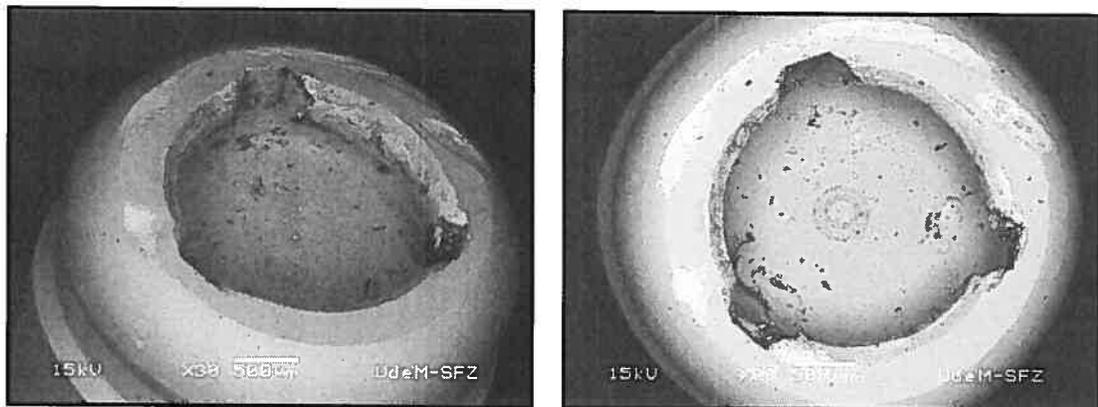


Figure (45) : Les images microscopiques à T4 (après 400 000 compressions) de l'attache Locator de la compagnie 3i. La partie mâle présente une usure caractérisée par une perte de substance au niveau du cylindre

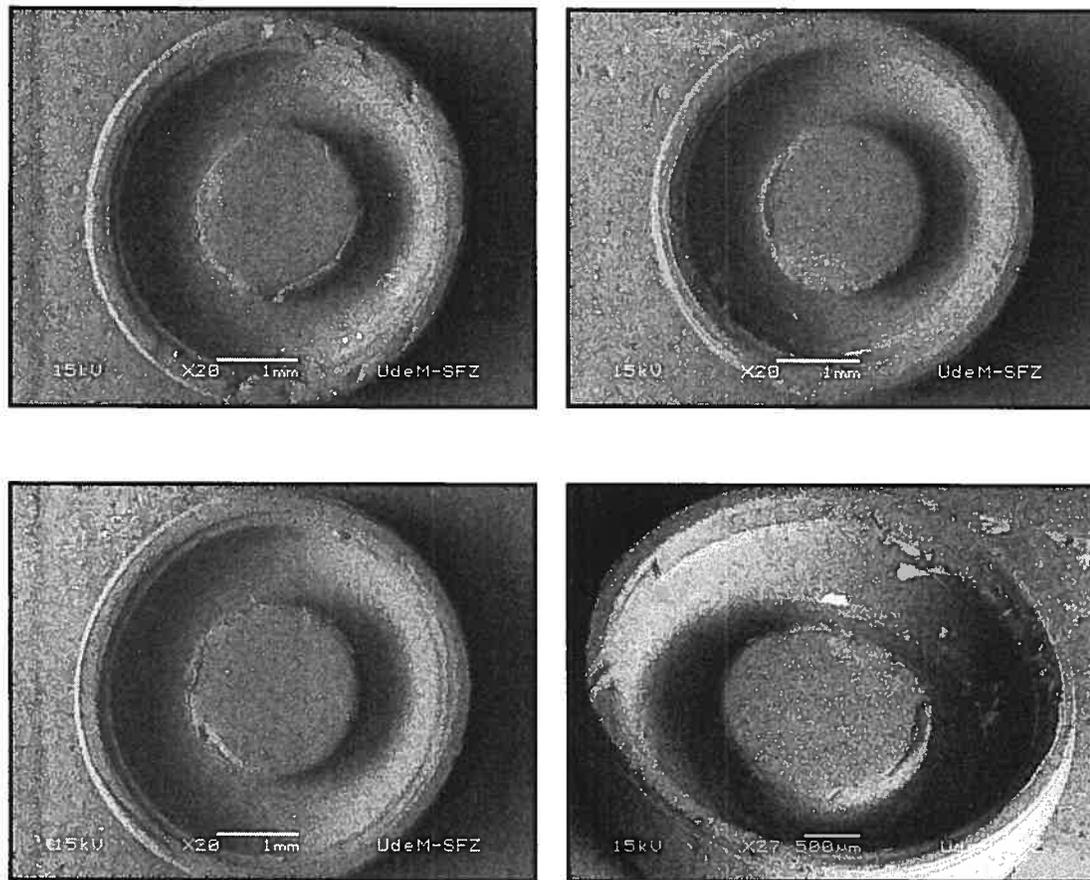
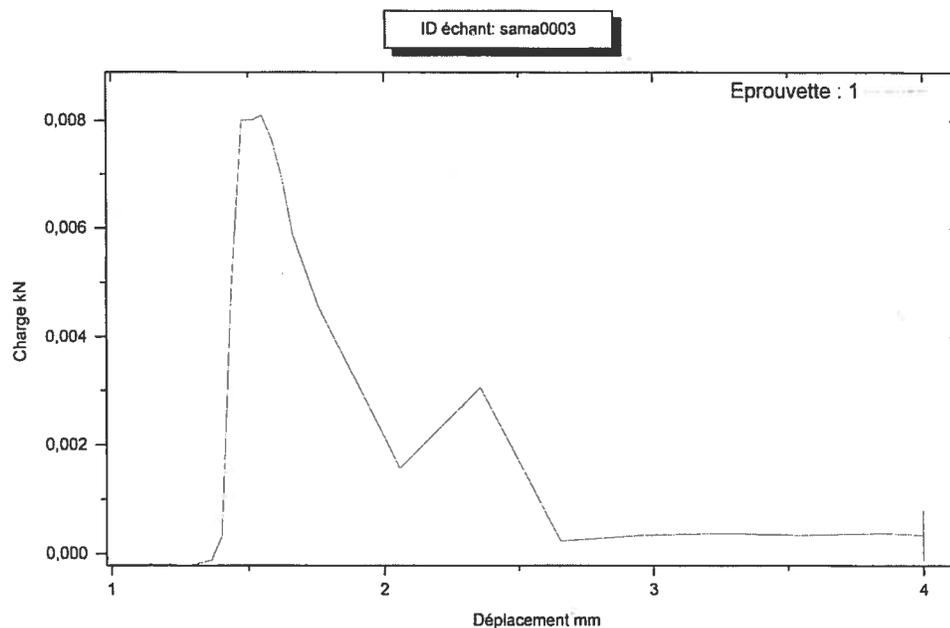


Figure (46) : Les images microscopiques à T4 (après 400 000 compressions) de l'attache Locator de la compagnie 3i. La partie femelle présente un changement au niveau de sa structure caractérisée par une perte de substance et une déformation au niveau du nylon blanc

## 9.5. Annexe E :

L'annexe E présente le profil de rétention des attaches sélectionnées N1 et N5 de la compagnie Nobel Biocare obtenu durant notre évaluation.



### General Tensile Test - S.I. Units

Type d'essai : Traction  
 Nom d'opérateur : Sam  
 Réf. échantillon : sama0003  
 Type d'interface : 4200/4300/4400

Instron Corporation  
 Series IX Automated Materials Testing System 8.10.00  
 Date : 14 Juillet, 2005

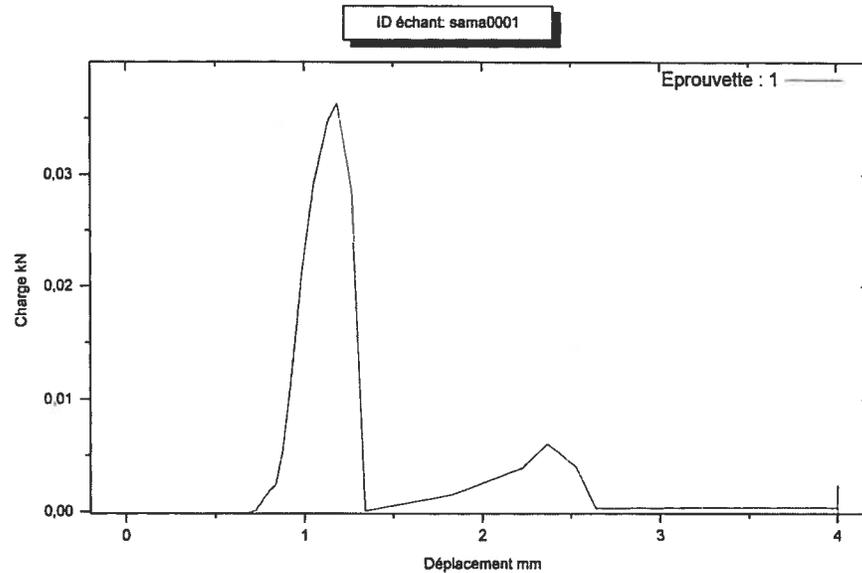
Acquisition (pts/s): 6.6670  
 Vitesse d'essai : 2.5400 kN/min  
 2e vitesse d'essai : 15.0000 mm/min  
 Cellule de charge : 1.000 kN

Humidité (%) : 50  
 Température : 73 F

Commentaires : Nobel Biocare

## 9.5. Annexe F :

L'annexe F présente le profil de rétention des attaches sélectionnées I1 et I5 de la compagne 3i obtenu durant notre évaluation.



### General Tensile Test - S.I. Units

Type d'essai : Traction  
 Nom d'opérateur : Sam  
 Réf. échantillon : sama0001  
 Type d'interface : 4200/4300/4400

Instron Corporation  
 Series IX Automated Materials Testing System 8.10.00  
 Date : 14 Juillet, 2005

Acquisition (pts/s): 6.6670  
 Vitesse d'essai : 2.5400 kN/min  
 2e vitesse d'essai : 15.0000 mm/min  
 Cellule de charge : 1.000 kN

Humidité ( %) : 50  
 Température : 73 F

Commentaires : Locator 1