



## AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : [ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr](mailto:ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr)

## LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

[http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg\\_droi.php](http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php)

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

**ACADEMIE DE NANCY METZ**  
**UNIVERSITE HENRI POINCARÉ NANCY 1**  
**FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE**

ANNEE 2000

N° **31\_00**  
**Double**



**THESE**

pour le

**DIPLOME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE :**

par

Lionel GOMAS

Né le 26 juin 1973 à NANCY (54)

**Intérêt d'un ciment résine uréthane dans le  
scellement des prothèses implanto-portées.**

Présentée et soutenue publiquement le 12 septembre 2000.

Examineurs de la thèse :

M. J.-P. LOUIS,  
M. M. PANIGHI,  
M. L. BABEL,  
M. J. LIBERMAN,

Professeur des Universités  
Professeur des Universités  
Maître de conférence  
Assistant Hospitalier Universitaire

Président  
Juge  
Juge  
Juge



ACADEMIE DE NANCY METZ  
UNIVERSITE HENRI POINCARÉ NANCY 1  
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

ANNEE 2000

N° 31 - 00  
Double

DB 22971  
**THESE**

pour le

**DIPLOME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE :**

par

Lionel GOMAS

Né le 26 juin 1973 à NANCY (54)



**Intérêt d'un ciment résine uréthane dans le  
scellement des prothèses implanto-portées.**

Présentée et soutenue publiquement le 12 septembre 2000.

Examineurs de la thèse :

M. J.-P. LOUIS,  
M. M. PANIGHI,  
M. L. BABEL,  
M. J. LIBERMAN,

Professeur des Universités  
Professeur des Universités  
Maître de conférence  
Assistant Hospitalier Universitaire

Président  
Juge  
Juge  
Juge

BU PHARM. ODONTOL.



D 104 053263 1

Assesseur(s) : Docteurs C. ARCHIEN - B. JACQUOT  
Professeurs Honoraires : MM. F. ABT - S. DURIVAUX - G. JACQUART - R. MARGUERITE - D. ROZENCWEIG - M. VIVIER  
Doyen Honoraire : J. VADOT

Sous-section 56-01 Odontologie Pédiatrique	Mme M. Mlle M. Mme	<b>D. DESPREZ-DROZ</b> J. PREVOST S. CREUSOT E. MORTIER M.J. LABORIE-SCHIELE	Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	M. Mme Mme M.	<b>L. DEBLOCK</b> C. COUNOT-NOUQUE G. GROSHENS-ROYER L. PETITPAS	Professeur des Universités* Assistant Assistant Assistant
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	M. M.	<b>M. WEISSENBACH</b> N. CORDEBAR	Maître de Conférences* Assistant
Sous-section 57-01 Parodontologie	M. M. M. Mme M.	<b>N. MILLER</b> P. AMBROSINI J. PENAUD C. BISSON-BOUTEILLET M. REICHERT	Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie Et Réanimation	M. M. M. M. M. Mlle	<b>D. VIENNET</b> J.P. ARTIS P. BRAVETTI C. WANG O. BUCHER S. KELCHE	Maître de Conférences Professeur 2 <sup>ème</sup> grade Maître de Conférences Maître de Conférences * Assistant Assistant
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. Mme	<b>A. WESTPHAL</b> L. DELASSAUX-FAVOT	Maître de Conférences * Assistant
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. M. Mme M. Mlle	<b>A. FONTAINE</b> M. PANIGHI H. VANNESSON C. AMORY J.J. BONNIN K. COHEN-CARTA J. ELIAS K. VANEY	Professeur 1 <sup>er</sup> grade * Professeur des Universités* Professeur 1 <sup>er</sup> grade * Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. M. M. M. M. M. M. M.	<b>J.P. LOUIS</b> C. ARCHIEN L. BABEL J. SCHOUVER D. DE MARCH D. GERDOLLE A. GOENGRICH J. LIBERMAN J.G. VOIRY	Professeur des Universités* Maître de Conférences * Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant Assistant Assistant
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	M. Mlle Mme	<b>B. JACQUOT</b> C. STRAZIELLE V. SCHMIDT MASCHINO	Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant
Anglais	Mme	S. BYLINSKI	Professeur agrégé d'anglais

*Par délibération en date du 11 décembre 1972,  
la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que  
les opinions émises dans les dissertations  
qui lui seront présentées  
doivent être considérées comme propres à  
leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner  
aucune approbation ni improbation.*

A notre président de thèse  
Monsieur le Professeur Jean-Paul LOUIS  
Chevalier des Palmes Académiques  
Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire  
de l'Université Henri Poincaré, Nancy 1  
Docteur en Chirurgie Dentaire  
Docteur en Sciences Odontologiques  
Docteur d'Etat en Odontologie  
Professeur des universités  
Responsable de la sous-section : Prothèses

Vous nous avez fait le l'honneur de bien  
vouloir accepter la présidence de cette thèse.  
Soyez-en vivement remercié.

Par votre passion de l'art dentaire, vous avez  
confirmé la vocation d'un lycéen. Cela s'est  
passé lors d'une "journées carrières", il y a  
une dizaine d'années.

A notre juge

Monsieur le Professeur Marc PANIGHI

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy 1

Habilitation à diriger les recherches par l'Université Henri Poincaré, Nancy 1

Professeur des Universités

Sous-section : Odontologie Conservatrice - Endodontie

Nous vous remercions d'avoir accepté de  
juger cette thèse.

Vous nous avez enseigné la rigueur et vous  
vous êtes toujours rendus disponible.



A notre juge  
Monsieur le Maître de conférence Luc BABEL  
Docteur en Chirurgie Dentaire  
Docteur en Sciences Odontologiques  
Maître de conférence des universités  
Sous-section : Prothèses

Nous vous remercions d'avoir accepté  
d'examiner cette thèse et pour les précieux  
conseils.

Vous nous avez montré qu'il fallait persévérer  
humblement pour progresser.

A notre juge et directeur de thèse  
Monsieur Jérôme LIBERMAN  
Assistant hospitalier universitaire  
Sous-section : Prothèses

Nous vous remercions d'avoir dirigé cette thèse. Votre exigence tant sur le fond que sur la forme, nous a appris à travailler de façon claire et précise.

Vous vous êtes investi pour être proche des étudiants et pour être toujours prêt à répondre leurs questions. Soyez-en remercié.

A mon épouse, Violaine-Marie, qui m'a soutenu et encouragé. Pour ta patience.

A mon fils, Maximilien, qui s'est montré très compréhensif.

A mes parents.

Nous remercions particulièrement :

Yann AURIAC du Centre des Matériaux de l'Ecole des Mines d'EVRY qui nous a aidés à monter et à réaliser les tests. Pour ses conseils et sa gentillesse.

Jean-Yves AUBERTEIN qui nous a accueillis dans son laboratoire et qui nous a aidés à réaliser les échantillons. Pour son café.

Béatrice SCHERSCHEL qui nous a permis d'obtenir le matériel nécessaire à l'étude.

# SOMMAIRE



## INTRODUCTION \_\_\_\_\_ 5

## 1<sup>ère</sup> partie : La phase initiale et chirurgicale \_\_\_\_\_ 6

### 1.1. *La phase d'approche pré-chirurgicale ou décision* \_\_\_\_\_ 6

#### 1.1.1. La consultation initiale \_\_\_\_\_ 6

##### 1.1.1.1. L'entretien \_\_\_\_\_ 7

##### 1.1.1.2. L'examen clinique \_\_\_\_\_ 7

##### 1.1.1.3. Les examens complémentaires \_\_\_\_\_ 8

##### 1.1.1.4. Les empreintes \_\_\_\_\_ 9

##### 1.1.1.5. La motivation \_\_\_\_\_ 10

#### 1.1.2. La deuxième consultation \_\_\_\_\_ 10

##### 1.1.2.1. L'évaluation de la motivation \_\_\_\_\_ 10

##### 1.1.2.2. Le sondage \_\_\_\_\_ 11

##### 1.1.2.3. La mise en articulateur \_\_\_\_\_ 11

#### 1.1.3. L'analyse prothétique \_\_\_\_\_ 11

##### 1.1.3.1. L'analyse fonctionnelle \_\_\_\_\_ 11

##### 1.1.3.2. L'analyse esthétique \_\_\_\_\_ 12

##### 1.1.3.3. Cires ajoutées de diagnostic et montage prospectif \_\_\_\_\_ 14

#### 1.1.4. La concertation et l'élaboration du plan de traitement \_\_\_\_\_ 15

### 1.2. *Les étapes chirurgicales* \_\_\_\_\_ 17

#### 1.2.1. Le guide chirurgical \_\_\_\_\_ 17

#### 1.2.2. La pose des implants : Phase I chirurgicale \_\_\_\_\_ 17

#### 1.2.3. La mise en nourrice et l'ostéointégration \_\_\_\_\_ 18

#### 1.2.4. La mise en fonction : Phase II chirurgicale \_\_\_\_\_ 19

### 1.3. *Conclusion* \_\_\_\_\_ 20

## 2<sup>ème</sup> partie : La phase prothétique \_\_\_\_\_ 22

### 2.1. *Les différentes liaisons prothèse-implant en prothèse fixée* \_\_\_\_\_ 23

#### 2.1.1. Les restaurations vissées \_\_\_\_\_ 24

##### 2.1.1.1. Avantages \_\_\_\_\_ 24

##### 2.1.1.2. Inconvénients \_\_\_\_\_ 24

##### 2.1.1.3. Les différentes options pour les restaurations vissées \_\_\_\_\_ 26

#### 2.1.2. Les restaurations scellées \_\_\_\_\_ 26

2.1.2.1.	Avantages :	26
2.1.2.2.	Inconvénients	29
2.1.2.3.	Les différentes options des restaurations scellées	30
2.1.2.3.1.	Les moignons monoblocs	31
2.1.2.3.2.	Les moignons transvissés	32
2.1.2.3.3.	Tableau récapitulatif des avantages et inconvénients des 2 types de moignon	34
2.1.3.	Tableau récapitulatif des avantages et inconvénients des différentes restaurations	35
<b>2.2.</b>	<b><i>La rétention des prothèses scellées</i></b>	<b>36</b>
2.2.1.	La convergence	36
2.2.2.	La surface	37
2.2.3.	La hauteur	37
2.2.4.	L'état de surface	38
<b>2.3.</b>	<b><i>Le scellement</i></b>	<b>39</b>
2.3.1.	Définition	39
2.3.2.	Les familles de ciment	40
2.3.2.1.	Classement	40
2.3.2.2.	L'adhésion	41
2.3.2.2.1.	Définition	41
2.3.2.2.2.	Paramètres intervenant dans la résistance d'un joint de ciment	41
2.3.3.	Critères de choix d'un ciment en prothèse implanto-portée	42
<b>3<sup>ème</sup></b>	<b>partie : Etude expérimentale</b>	<b>44</b>
<b>3.1.</b>	<b><i>Objectifs et principes</i></b>	<b>44</b>
3.1.1.	Objectifs	44
3.1.2.	Conception du protocole	44
3.1.2.1.	Le choix du test	44
3.1.2.2.	Le choix des échantillons	45
3.1.2.3.	La Géométrie du test	47
3.1.2.4.	L'épaisseur du ciment	49
3.1.2.5.	Le vieillissement artificiel	49
<b>3.2.</b>	<b><i>Matériel et méthode</i></b>	<b>50</b>
3.2.1.	L'équipement utilisé pour les tests	51
3.2.2.	Réalisation des échantillons	52
3.2.2.1.	Les moignons	52
3.2.2.2.	Les chapes	53
3.2.2.3.	Les ciments utilisés et le scellement	57
3.2.3.	Confirmation du protocole et réglages	58

<b>3.3. Résultats</b>	<b>62</b>
<b>3.4. Discussion</b>	<b>69</b>
3.4.1. Premiers constats	69
3.4.2. Analyse des résultats	71
3.4.3. Synthèse des résultats	74
 <b>CONCLUSION</b>	 <b>80</b>
 <b>BIBLIOGRAPHIE</b>	 <b>82</b>

# INTRODUCTION

La prothèse sur implant fait désormais partie de la panoplie thérapeutique de tout omnipraticien. En prothèse fixée, les exigences esthétiques et occlusales, voire la philosophie du praticien, imposent le choix du type de liaison vissée ou scellée. Alors qu'une nouvelle génération de ciments à base de résine uréthane nous est proposée pour le scellement temporaire des reconstructions, nous pouvons nous demander si elle constitue une avancée majeure pour la fixation de la prothèse sur l'implant.

Afin de resituer le contexte de notre étude, la prothèse fixée sur implant, la première partie de notre travail consiste à présenter brièvement les étapes qui précèdent la partie prothétique : la phase initiale et chirurgicale.

Puis, avant d'aborder la partie expérimentale, nous présentons dans une deuxième partie les différents types de liaison prothèse-implant et les principes relatifs à la prothèse scellée sur implant.

Le protocole expérimental nous permet ensuite de manipuler les ciments temporaires les plus couramment utilisés en les comparant à ce nouveau type de ciment résine uréthane.

Plutôt qu'un classement restrictif en fonction seulement de leur résistance à la traction, il s'agit de souligner les qualités et les défauts de chacun de ces ciments.



## **1<sup>ère</sup> partie : La phase initiale et chirurgicale**

### ***1.1. La phase d'approche pré-chirurgicale ou décision***

Cette période est mise à profit pour apprendre à connaître le patient et pour l'informer des possibilités de traitement.

Le praticien traitant commence par réaliser un examen complet qui, en pratique, est élaboré en deux consultations [23]. Toutes les observations faites au cours des différents examens doivent être analysées pour déterminer des objectifs prothétiques. Ceux-ci permettent de savoir si la pose d'implants est justifiée et ils guident les choix implantaires.

La plupart du temps, l'omnipraticien (encore appelé praticien traitant ou praticien prothésiste) adresse le patient chez un praticien chirurgien qui réalise la partie chirurgicale du traitement : la pose et la mise en fonction des implants. La totalité du traitement repose alors sur un travail d'équipe.

« Le chirurgien implantologiste est au service du praticien prothésiste qui est le véritable maître d'œuvre du traitement proposé au patient. » BERT M. et col. [9].

Cette phase permet donc au praticien traitant et au chirurgien de se concerter pour établir le meilleur plan de traitement.

#### **1.1.1. La consultation initiale**

Elle comporte un entretien, un examen clinique, des examens complémentaires, la prise d'empreintes et souvent une première séance de motivation à l'hygiène.

#### **1.1.1.1. L'entretien**

Avant de commencer, il est impératif de faire remplir et signer un questionnaire médical par le patient. Il sert de support à l'entretien.

Le praticien fait le point avec le patient sur son état général (anamnèse), sur son "histoire dentaire", sur son degré d'exigence en terme de confort et d'esthétique.

Cet échange est l'occasion de cerner la personnalité du patient. Le praticien doit également expliquer le déroulement des différentes consultations et l'importance de tous les examens pour trouver une solution qui aboutisse à un choix thérapeutique adapté.

#### **1.1.1.2. L'examen clinique**

Un certain nombre de points sont observés systématiquement afin d'établir le meilleur diagnostic [8, 19].

- L'examen exobuccal : on observe le sujet de profil et de face.

Les points suivants donnent des indications esthétiques et fonctionnelles qui seront ensuite analysées :

- la peau,
- les articulations temporo-mandibulaires,
- les muscles masticateurs,
- l'ouverture et la fermeture de la bouche,
- les lèvres (forme, épaisseur...)
- la ligne du sourire (le type de sourire est noté : gingival...)

- L'examen buccal, on observe point par point :

- Les tissus mous :
  - les muqueuses,

- les vestibules,
- le palais dur,
- le palais mou,
- le plancher de la bouche,
- l'insertion des freins.

▪ Le parodonte :

L'observation des tissus de soutien des dents résiduelles se fait en relevant :

- les indices d'inflammation gingivale et de saignement,
- les pertes d'attaches,
- l'importance de l'alvéolyse
- les mobilités dentaires.

Le sondage est effectué ultérieurement lors de la deuxième consultation, une fois le bilan long cône réalisé.

▪ Les dents :

- leur nombre et leur forme,
- les dents absentes,
- les restaurations,
- les caries.

### **1.1.1.3. Les examens complémentaires**

Les examens radiographiques permettent d'évaluer la hauteur osseuse disponible et la qualité osseuse des maxillaires. [19]

- Le bilan long cône

Le bilan comprend des clichés rétroalvéolaires au niveau des dents et des faibles secteurs édentés encastrés (1 à 2 dents absentes).

Ces radios rétroalvéolaires donnent des indications sur :

- les alvéolyses,
- le volume osseux,
- les racines des dents résiduelles (leur forme et leur hauteur)
- le rapport couronne/racine,
- la distance entre la crête osseuse du secteur édenté et les obstacles anatomiques (sinus, fosses nasales et le canal dentaire à la mandibule).

On peut déjà se faire une idée des possibilités d'implant à l'aide d'un transparent représentant des implants de différentes tailles.

Ce type d'examen permet également de détecter ou de confirmer la présence d'éventuelles parodontopathies.

- La radiographie panoramique (OPT)

Cette radio donne une vision d'ensemble en montrant l'anatomie des deux arcades. Elle est particulièrement intéressante dans le cas de secteurs édentés important.

Elle permet également d'avoir une idée de la distance entre la crête osseuse et les zones anatomiques remarquables.

#### **1.1.1.4. Les empreintes**

Des empreintes à l'alginat permettent dans un second temps de couler des modèles d'étude en plâtre dur. Ceux-ci sont montés en articulateur au cours de la deuxième consultation (cf. § 1.1.2.3.).

#### **1.1.1.5. La motivation**

Dès cette étape, le patient est sensibilisé à l'enjeu de son hygiène dentaire.

De plus cette phase doit permettre au patient de se sentir à la fois pris en main et responsabilisé. Il devient acteur en collaborant positivement à ses soins.

Le praticien enseigne donc une méthode de contrôle de la plaque dentaire qui est adaptée au patient. Cette méthode doit tenir compte de ses aptitudes manuelles et de la morphologie de ses dents. Le patient doit mettre en pratique les conseils reçus. Il sait qu'un point sera fait lors de la consultation suivante.

#### **1.1.2. La deuxième consultation**

Cette séance permet de compléter l'examen du parodonte en réalisant un sondage et les modèles d'étude sont montés en articulateur.

##### **1.1.2.1. L'évaluation de la motivation**

Cette étape permet de vérifier si le patient a bien compris l'enseignement de la première séance. Eventuellement, on peut affiner les conseils prodigués au patient. Il faut à la fois que le praticien se montre encourageant et exigeant pour le convaincre de l'importance du contrôle de plaque.

#### **1.1.2.2. Le sondage**

Cet examen complémentaire permet de mesurer les récessions gingivales, la profondeur des éventuelles poches parodontales et les furcations.

#### **1.1.2.3. La mise en articulateur**

Grâce à elle, on pourra réaliser :

- un montage prospectif ou une cire de diagnostic (cf. § 1.1.3.3. Les analyses),
- une analyse occlusale,
- un guide radio pour le dentascan... et un guide chirurgicale (cf. § 1.4.1.),
- une prothèse provisoire le cas échéant.

#### **1.1.3. L'analyse prothétique**

Toutes les données recueillies au cours de ces deux consultations sont analysées pour déterminer les objectifs, pour évaluer les difficultés et pour élaborer le plan de traitement. Cette analyse est affinée en réalisant des cires de diagnostic et un montage prospectif. Selon BERT et col. [9], cette analyse est fonctionnelle puis esthétique.

##### **1.1.3.1. L'analyse fonctionnelle**

(d'après DAVARPANAH M. et col. [19])

A l'aide des modèles d'étude montés en articulateur, on peut :

- étudier l'occlusion (statique et dynamique : détection des interférences et des prématurités...),
- noter les rapports interarcades,

- observer l'espace phonétique disponible,
- rechercher les pathologies occlusales.

Les problèmes d'occlusion pouvant être à l'origine de pathologies articulaires [9], il est préférable d'envisager une équilibration occlusale dès ce stade.

### **1.1.3.2. L'analyse esthétique**

« Le facteur esthétique (...) est devenu un des éléments principaux de la réflexion préimplantaire, les échecs s'y rattachant étant les plus mal vécus à la fois par le patient et le praticien. » BERT M., MISSIKA P., BUSSAC G. [9]

L'analyse esthétique selon DAVARPANAH et col. [19] consiste à évaluer la localisation de l'édentement suivant :

- la ligne du sourire,
- la forme de l'arcade,
- les qualité et quantité des tissus mous,
- la hauteur des collets collatéraux,
- le rapport avec les dents antagonistes,
- le soutien des lèvres.

BERT et col. [9] résume l'analyse par l'étude des points suivants :

- le volume osseux résiduel :

Si la perte osseuse est importante, le bombé de la dent implanto-portée est "exagéré" pour compenser la résorption. Ce bombé est alors inesthétique. Pour éviter ce problème, on essaie de compenser la perte osseuse à l'aide d'une greffe osseuse.

- la ligne des collets et le type de sourire :

Un collet (de la dent prothétique) décalé apicalement est inesthétique, en particulier pour des sourires "gingivaux". Pour un décalage important, on réalise une greffe osseuse. Pour un faible décalage, un apport de gencive attaché peut suffire.

- l'épaisseur et la couleur des gencives :

Le passage transgingival de l'implant peut être visible par transparence lorsque la gencive est fine. Celle-ci prend alors un aspect grisé. Ce problème peut être résolu de deux manières : on peut épaissir la gencive par une greffe ou un lambeau déplacé apicalement ; on peut également utiliser un élément transgingival en alumine de couleur blanche.

Les problèmes liés à l'esthétiques peuvent être dus : [9]

- à la résorption de la crête osseuse qui peut entraîner un soutien inadéquat de la lèvre ;
- à la mauvaise position de l'émergence implantaire : au niveau des embrasures ou trop linguale ou trop vestibulaire... Cela résulte la plupart du temps d'un manque de concertation entre praticien traitant et chirurgien ;
- au choix de prothèses vissées : le passage des vis peut interférer avec les faces occlusales et les faces vestibulaires. Ceci engendre non seulement des problèmes esthétiques mais aussi fonctionnels ;
- à la couleur métallique des matériaux de l'implant. Cela peut donner des limites cervicales inesthétiques ou des colorations par transparence de la gencive ;
- à la présence de diastèmes. On doit alors réaliser un élément prothétique unitaire. Celui-ci devra comporter un système antirotationnel puisqu'il n'est pas bloqué par des éléments adjacents.



### 1.1.3.3. Cires ajoutées de diagnostic et montage prospectif

Ces deux moyens permettent de préfigurer la prothèse que l'on souhaite réaliser, et d'en appréhender les difficultés.

Les résultats recherchés avec des **cire ajoutées de diagnostic** sont toujours les même [9] :

- l'obtention de courbes d'occlusion (Spee et Wilson) correctes soit par meulage des dents présentes, soit par addition de cire ;
- l'obtention de rapports dento-dentaires équilibrés en position d'intercuspidie maximale ;
- l'obtention lors des excursions mandibulaires, de contacts définis par le concept occlusal choisi ;

Ces cires permettent également de situer l'émergence des implants par rapport à la future prothèse, en réalisant un guide radiologique (cf. 1.1.4.) et un guide chirurgical (cf. 1.2.1.).

Lorsqu'une prothèse amovible compense un édentement important dans la région antérieure (au maxillaire comme à la mandibule), son remplacement par une prothèse fixe sur implant peut poser des problèmes esthétiques [9]. En effet une prothèse amovible compense la perte de volume osseux vestibulaire grâce à l'épaississement de la plaque base en résine.

Pour évaluer l'esthétique en cas de remplacement par un bridge implanto-porté, on réalise un **montage prospectif**. Cela consiste à monter les dents sur une plaque en résine sans fausse gencive. La plaque sert simplement à stabiliser le montage en bouche tandis que les dents sont ajustées sur la crête osseuse pour préfigurer la future prothèse fixe.

L'essayage en bouche de ce montage explorateur permet d'apprécier le soutien des lèvres et l'harmonie du profil. Des plis et des creux peuvent «créer des rides, faire ressortir un nez ou un menton pointus, affaïsser les plis nasogéniens » [9]. On peut tenter de corriger ces problèmes :

- en décalant les dents prothétiques en vestibulaire,
- en augmentant la dimension verticale d'occlusion,
- en réalisant une greffe d'apposition antérieure pour augmenter l'épaisseur vestibulaire.

Ces moyens présentent toutefois chacun leur limite. S'il est établi qu'ils ne peuvent améliorer l'esthétique, le remplacement de la prothèse amovible par une prothèse fixe implanto-portée est contre-indiqué.

L'analyse pré-prothétique fonctionnelle et esthétique est donc indispensable pour savoir s'il faut recourir à un traitement préimplantaire (greffe osseuse ou muqueuse) et pour choisir ses options prothétiques (cf. 2.1.).

Pour prendre en compte les difficultés, pour les résoudre ou pour refuser le traitement, l'analyse prothétique doit être impérativement réalisée avant la mise en place des implants.

C'est aussi un moyen pour le praticien prothésiste de synthétiser toutes les informations avant de les transmettre au chirurgien.

#### **1.1.4. La concertation et l'élaboration du plan de traitement**

Au cas où le traitement est réalisé par une équipe, sa réussite repose sur l'entente et la coordination de ses membres.

Le bilan de l'examen clinique et radiographique, le montage en articulateur, les cires de diagnostics, le montage prospectif et l'analyse prothétique sont la base de la discussion.

Cette étape permet au chirurgien de prendre connaissance des objectifs prothétiques qui guideront les choix implantaires :

- des types,
- du nombre,
- de la situation des implants.

Pour confirmer ces choix, le chirurgien réalise une étude préimplantaire par scanner [9].

Cet examen permet d'étudier de façon précise le volume osseux en regard des futurs implants. Pour cela, un guide radiologique est nécessaire. Il s'agit d'une gouttière thermoformée, fabriquée à partir des cires ajoutées de diagnostic. Des billes en titane ou des repères radio-opaques (guttapercha ou oxyphosphate) sont inclus au niveau des faces occlusales des dents qui préfigurent la prothèse. Ces repères sont donc visibles sur les reconstructions transversales qui sont fournies par un logiciel type Dentascan à partir de coupes multiplanaires numérisées [26]. Les repères donnent l'axe et la position souhaités des implants. Cet examen permet donc de confirmer l'axe d'insertion des implants.

Il peut y avoir des divergences d'axe qu'il faut évaluer par rapport aux impératifs biomécaniques et esthétiques. Si les composants prothétiques supra-implantaires ne permettent pas de rattraper cette divergence d'axe, il faut recourir à une greffe osseuse ou s'orienter vers un traitement sans implant [9].

Tous les examens sont réalisés, le diagnostic est établi. Les praticiens élaborent alors le plan de traitement. Il ne reste plus qu'à les expliquer au patient à qui revient le choix d'accepter ou non notre proposition.

## ***1.2. Les étapes chirurgicales***

La décision implantaire est prise, le traitement débute par la mise en place des implants après une éventuelle étape préimplantaire pour résoudre les difficultés détectées lors des différentes analyses

### **1.2.1. Le guide chirurgical**

Pour respecter les objectifs prothétiques, il faut veiller à respecter le site d'émergence et l'axe fixé pour chaque implant. [9, 26] Ce guide sert à repérer la situation idéale des implants sur la crête osseuse et guider l'axe de forage au moment de la phase chirurgicale.

Il existe différents types de guides. Il peut être réalisé à partir des cires ajoutées de diagnostic ou on peut réutiliser le guide radiologique. On réalise des perforations au niveau des faces occlusales des futures dents prothétiques pour libérer un passage aux forêts. On peut éventuellement dégager les faces palatines (ou linguales) ou la zone des collets ou encore éliminer les  $\frac{3}{4}$  vestibulaires des dents pour faciliter encore plus l'accès des forêts.

### **1.2.2. La pose des implants : Phase I chirurgicale**

Cette phase correspond à la mise en place de l'implant dans le tissu osseux de l'arcade maxillaire ou mandibulaire. Selon le type d'implant, il peut être totalement enfoui ou non. Lorsqu'il est enfoui, la muqueuse est

suturée en regard du site implantaire. Dans le cas d'implant non enfoui, il est en relation avec la cavité buccale.

Pour réussir l'ostéointégration (cf. définition § suivant), tous les auteurs insistent sur le caractère atraumatique et aseptique de la chirurgie.

### **1.2.3. La mise en nourrice et l'ostéointégration**

Le succès de la prothèse dépend de la stabilité de l'implant et donc de la liaison de celui-ci avec l'os. La mise en nourrice correspond au temps de cicatrisation nécessaire pour obtenir une liaison entre l'os et l'implant. Cette période varie selon la qualité de l'os [2].

#### **Rappels et définition de l'ostéointégration :**

Dans les années 70, les liaisons obtenues entre l'os et l'implant étaient une fibrointégration. L'implant en titane de forme lame n'était pas en contact direct avec l'os. On notait la présence d'un tissu fibreux d'origine conjonctive. Avec le recul, BERT a montré que ce type d'ancrage n'était pas stable dans le temps.

L'ostéointégration, «contact direct» avec l'os, est décrit par BRÅNEMARK en 1977 [13]. Huit ans plus tard, ses observations de l'interface entre l'os et l'implant le conduiront à une nouvelle définition : l'ostéointégration est «une connexion structurelle et fonctionnelle directe entre l'os vivant organisé et la surface d'un implant supportant une charge».

ZARB et coll. donnent une nouvelle définition en 1990 [66] : c'est «un processus par lequel une fixation rigide et asymptomatique d'un matériau alloplastique est maintenue dans l'os pendant la charge fonctionnelle». Le résultat est acquis dès la première année et cet ancrage est stable dans le temps. On parle d'ancrage permanent.

L'ostéointégration dépend de 6 facteurs :

- la biocompatibilité du matériau (titane commercialement pur),
- le dessin de l'implant (en forme de vis, cylindrique...),
- l'état de surface du matériau,
- la préparation du site osseux,
- la technique chirurgicale,
- les conditions de mise en charge.

ALBREKTSSON et col. définissent en 1986 [1] les critères de succès de l'ostéointégration :

- des critères cliniques :
  - . immobilité de l'implant,
  - . son mat à la percussion,
  - . absence de symptômes infectieux douloureux,
  - . absences de paresthésies permanentes.
- radiologiques :
  - . absence d'espace radioclaire périimplantaire,
  - . perte osseuse inférieure à 0,2mm par an après la première année.

#### **1.2.4. La mise en fonction : Phase II chirurgicale**

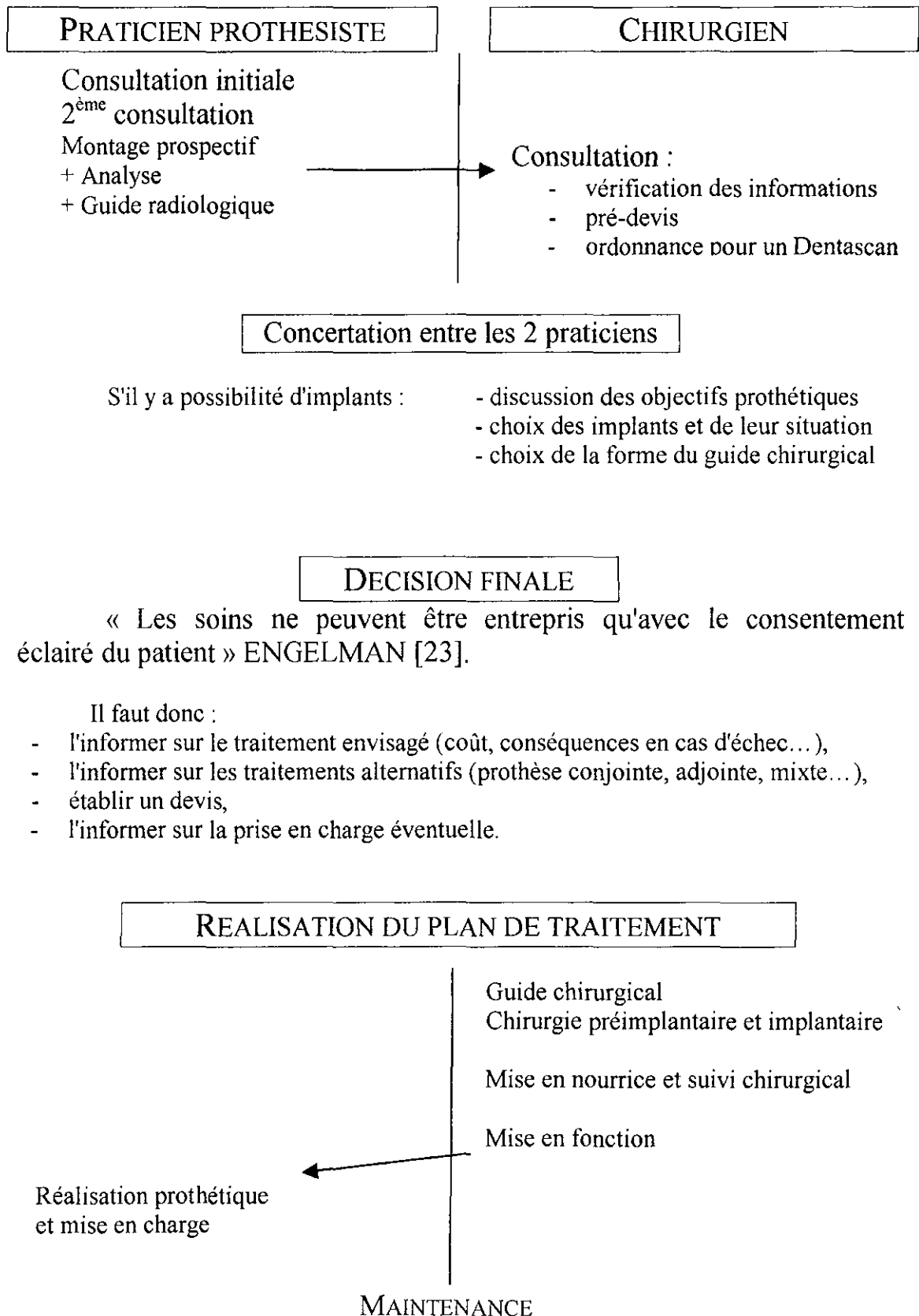
Cette phase est nécessaire pour les implants enfouis (les implants non enfouis sont d'ailleurs dits "implants en un temps chirurgical"). Elle correspond au désenfouissement de la tête de l'implant une fois l'ostéointégration obtenue. Une vis de cicatrisation permet au tissu gingival de prendre une architecture définitive.

### ***1.3. Conclusion***

Les critères de succès de la prothèse sont essentiellement esthétiques et fonctionnels. La réussite repose sur cette phase initiale de décision au cours de laquelle on réalise l'analyse prothétique. Celle-ci est déterminante dans l'élaboration du plan de traitement chirurgical et prothétique. En effet, la chirurgie doit tenir compte des objectifs prothétiques, de même que le choix du type de liaison de la restauration à l'implant.

Lorsqu'il s'agit d'un travail d'équipe, la réussite du traitement dépend de la collaboration entre les différents acteurs du diagnostic et du plan de traitement. Le schéma suivant résume la répartition idéale des rôles de chacun. (Il s'inspire de celui d'ENGELMAN [23])

## Organigramme du diagnostic et du plan de traitement





## **2<sup>ème</sup> partie : La phase prothétique**

La prothèse sur implant nécessite une certaine flexibilité quant à sa fixation. En effet, tous les auteurs s'accordent à dire que la maintenance de l'implant requiert la possibilité de démonter et remonter facilement la supra-structure prothétique. Cette maintenance consiste à contrôler l'existence ou non de péri-implantite, à vérifier la mobilité de l'implant et à contrôler et compléter l'hygiène dentaire du patient. Le but est d'éliminer les facteurs conduisant à la perte de l'implant : problème d'occlusion, d'hygiène, desserrage ou descellement de la prothèse.

Selon BLOCK et col. [11], le démontage de la prothèse facilite le contrôle des tissus péri-implantaires rendant l'évaluation de l'implant plus précise.

De plus, la réparation ou les modifications de la partie prothétique sont réalisées plus aisément.

Enfin, le nettoyage de la partie restauratrice est grandement facilitée.

Pour répondre aux impératifs de la maintenance, le praticien dispose de deux possibilités pour fixer les restaurations sur l'implant :

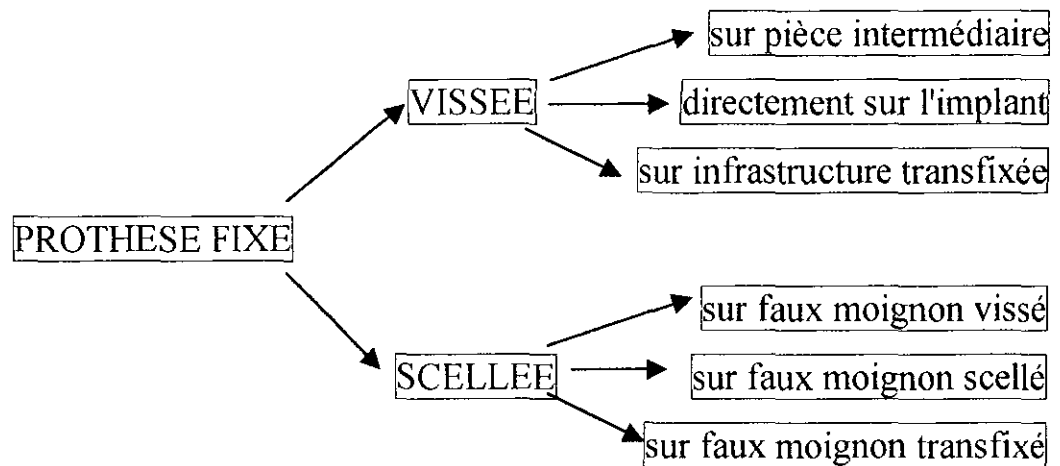
- Les prothèses scellées semi-définitivement,
- Les prothèses vissées ou transvissées.

Nous avons vu dans le 1<sup>er</sup> chapitre que le choix du type de fixation de la partie prothétique, s'effectue au cours de la phase initiale en fonction des objectifs prothétiques. Nous présentons ici les caractéristiques de chaque type de liaison.

## 2.1. Les différentes liaisons prothèse-implant en prothèse fixée

Pour choisir le type de liaison de la prothèse sur l'implant, il faut à la fois connaître les objectifs prothétiques et les caractéristiques des différents systèmes : vissés ou scellés.

Pour chaque type de liaison, vissé comme scellé, il existe différentes options.



Les différentes options en prothèse fixe sur implant.

(d'après KHAYAT, MISSIKA, HOCKERS [35])

Notre étude portant sur le scellement, nous développons uniquement les caractéristiques des options pour les restaurations scellées (cf. § 2.1.2.3.).

### **2.1.1. Les restaurations vissées**

#### **2.1.1.1. Avantages**

- Lorsque l'espace interarcade est faible, il arrive que la hauteur du moignon ne puisse dépasser 5mm. En dessous de 5mm, la rétention du moignon n'est pas suffisante et le scellement n'est pas efficace. On obtient donc une meilleure rétention avec un système vissé (d'après MISCH [46]) ;
- Les composants peuvent être remplacés aisément sur l'implant (d'après BLOCK et col. [11]) ;
- L'évaluation des tissus péri-implantaires est plus facile et plus précise à réaliser lorsque la partie prothétique est démontée [11] ;
- On peut réparer et modifier les restaurations [11] ;

#### **2.1.1.2. Inconvénients**

(D'après BLOCK et col. [11])

- Le nombre de composants nécessaire pour la fabrication de la prothèse est plus important ;
- La partie prothétique est plus difficile à réaliser et donc plus coûteuse ;
- Cette solution est quelque fois moins esthétique car le système est volumineux ce qui a des conséquences sur les formes des couronnes et des pontiques.

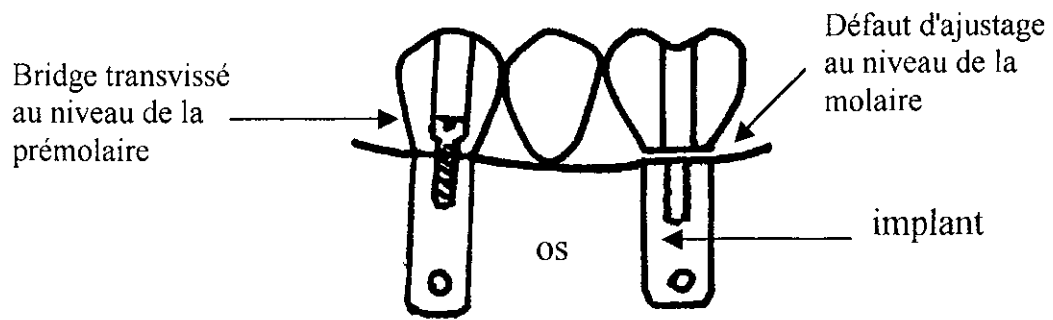
MISCH [46] confirme ce constat, et ajoute que le profil d'émergence d'une couronne scellée respecte mieux les tissus parodontaux ;

- Le puits d'accès de la vis est visible et nécessite une obturation avec un composite.

Outre l'aspect esthétique, il y a aussi une raison fonctionnelle à cette obturation. Au niveau des tables occlusales des couronnes postérieures, le puits d'accès se situe dans une zone de contact importante. D'après MISCH C.E. [46], le puits d'accès de la vis représente 30% de la surface occlusale et 50% de l'aire fonctionnelle. Le contact primaire se situe au niveau du composite d'obturation alors que le matériau de choix pour ce type de contact est la porcelaine ou le métal ;

- Comparé au système scellé, la réalisation des provisoires nécessite des composants supplémentaires ;
- Le desserrage intempestif de la restauration peut être responsable de la perte de composant ou de l'endommagement de l'implant ;
- Il est nécessaire de trouver une adaptation totalement passive [46] de l'armature de façon à n'exercer aucune contrainte sur les différents composants. Dans le cas d'un bridge vissé, s'il y a un défaut d'adaptation, le vissage peut forcer l'adaptation de l'armature mais ceci engendre des contraintes au niveau des matériaux et au niveau osseux.

La passivité de l'adaptation de l'armature est vérifiée en vissant dans un premier temps l'une des extrémités de l'armature. On regarde alors si l'autre extrémité n'est pas décollée par rapport à la tête de l'implant.



Si le défaut d'ajustage n'est pas corrigé, la fixation du bridge engendrera des forces néfastes pour les implants supports.

- Les fractures du matériel occlusal sont plus courantes pour des prothèses implanto-portées que pour des prothèses dento-portées. On constate également qu'il y a plus de fractures dans le cas de prothèses vissées, sans doute à cause du puits d'accès qui concentre les forces au niveau du matériel de restauration [46] ;

### **2.1.1.3. Les différentes options pour les restaurations vissées**

Les restaurations peuvent être vissées :

- sur une pièce intermédiaire appelée aussi pilier transgingival ;
- directement sur l'implant ;
- sur infrastructure transvissée.

### **2.1.2. Les restaurations scellées**

#### **2.1.2.1. Avantages :**

- Le nombre de composants nécessaire pour la réalisation et la fixation d'une prothèse scellée est inférieur à celui des systèmes vissés [11] ;

- La réalisation des prothèses est proche de la procédure classique pour le praticien et le prothésiste [11] ;
- Ce système présente la possibilité de compenser les faibles divergences entre les implants d'un bridge, en corrigeant l'axe des moignons [11] ;
- L'adaptation est dite passive car si l'ajustement entre l'armature d'un bridge et les piliers n'est pas parfait, le ciment compense le décalage par son épaisseur. Le défaut d'ajustement n'engendre aucune force sur l'implant [46] ;
- D'après MISCH C.E. [46], une restauration scellée permet de concevoir une table occlusale idéale pour l'occlusion ou des bords incisifs dans l'axe de l'implant. Ceci permet aux forces occlusales d'être transmises dans l'axe de la prothèse et de l'implant. Les charges subies par l'os s'en trouvent diminuées.  
De plus, la forme de la couronne n'est pas surdimensionnée (c'est le cas des restaurations vissées de manière à compenser la diminution de la surface occlusale due à un puits d'accès). Le profil d'émergence de la couronne scellée respecte les tissus du parodonte [46] ;
- L'esthétique et l'hygiène sont bien meilleures pour des prothèses scellées par rapport aux prothèses vissées [46] ;  
En effet, dans le cas de couronnes scellées au niveau antérieur, l'implant se trouve sous le bord incisif (alors qu'il se situe sous le cingulum pour une couronne vissée). Par conséquent son profil d'émergence ne nécessite pas une augmentation du bombé pour compenser le recul du corps de l'implant. L'excès de bombé nuit à

l'hygiène de la zone cervicale car il favorise l'accumulation de plaque. [46]

S'il est trop vestibulé, l'axe du pilier destiné au scellement peut être corrigé de la même façon qu'une préparation sur dent naturelle. Une prothèse vissée trop vestibulée ne peut être, quant à elle, modifiée sans utiliser un moignon angulé. En effet la position du bord incisif est limitée en arrière par la position cingulaire du puits d'accès de la vis qui se trouve forcément dans le prolongement du corps de l'implant [46] ;

- L'accessibilité au niveau postérieur n'est pas aisée, particulièrement lorsque le patient présente une limitation de l'ouverture buccale. Dans ce cas, il est plus facile de sceller une prothèse que de la fixer avec une petite vis et un tourne-vis. De plus le patient risque d'ingérer la vis ou de l'inhaler, surtout lorsque l'on opère au niveau maxillaire [46] ;
- Les composants de la supra-structure d'une prothèse scellée sont plus résistants. La résistance à la fracture d'un composant est proportionnel à son diamètre [Résistance =  $\pi/4(R)^4$ ]. Dans le cas d'un dispositif vissé, la vis est le plus fragile des composants car elle a le plus petit diamètre. A long terme, il y a des risques de fracture ou de desserrage de la vis. C'est d'autant plus vrai qu'à chaque serrage et desserrage, le matériau de la vis se fatigue. Il est d'ailleurs recommandé de changer la vis à chaque desserrage[46] ;
- APPLETON et col. [3] ont montré que la densité osseuse péri-implantaire est bien supérieure lorsque l'implant est mis en fonction

progressivement. Pour ce faire, on utilise des prothèses transitoires qui sont plus faciles à réaliser. [46]

L'utilisation de ciment transitoire favorise cette mise en charge progressive [46] ;

- Le ciment de scellement joue aussi un rôle de joint plus ou moins imperméable qui empêche la pénétration des bactéries entre la couronne et le moignon. Cela évite la prolifération bactérienne au niveau du sulcus. [55]

Dans le cas de couronnes vissées, il persiste un hiatus où s'accumulent des bactéries anaérobies. (On peut le constater au moment du démontage par l'odeur qui se dégage). Cette accumulation favorise la prolifération de microorganismes dans le sulcus et augmente le risque de parodontopathie [55] ;

- Au final, les coûts de laboratoire d'une prothèse scellée sont moins importants. En effet, le nombre de composants nécessaires est inférieur et le temps de fabrication est plus court [46] ;

#### **2.1.2.2. Inconvénients**

(D'après KENT et col. [11])

- Il est nécessaire de polir les préparations avant le scellement ;
- Pour obtenir une rétention principale suffisante, la préparation doit présenter une hauteur supérieure à 5 mm. Or l'espace interarcade au niveau des secteurs postérieurs ne laisse pas toujours cette possibilité ;



- Les ciments provisoires peuvent être à l'origine d'un mauvais goût et de mauvaises odeurs ;
- Au moment du scellement, l'excès de ciment peut fuser dans le sulcus et léser le parodonte. De plus, lorsqu'on nettoie cet excès, on peut rayer le corps de l'implant. Par la suite ces rayures peuvent être la cause d'accumulation bactérienne et donc responsable de parodontopathies ;
- la durée du scellement réalisé avec des ciments temporaires demeure imprévisible.

A ces caractéristiques, s'ajoutent des observations pratiques réalisées au cours d'études. Des observations cliniques montrent qu'il y a plus de perte de la restauration vissée que de descellement [29].

Cependant d'après BLOCK et col. [11], les progrès dans la conception des composants pour prothèses vissées diminuent les pertes des restaurations.

Dans le cadre de la maintenance, il est plus rapide et plus facile de démonter et remonter une prothèse scellée (selon MISCH [46]). Pour une prothèse vissée il faut désobturer puis à nouveau obturer le puits d'accès de la vis... Pour ses nombreux avantages le choix du scellement est le plus courant. Aux Etats Unis, plus de 85% des prothèses implanto-portées sont scellées.

### **2.1.2.3. Les différentes options des restaurations scellées**

Lorsque l'on choisit de sceller la restauration, il existe aussi plusieurs options ; elle peut être scellée :

- sur faux moignons scellés

Ils sont utilisés pour corriger l'axe de l'implant ou lorsque l'on a des difficultés pour personnaliser l'émergence prothétique. Toutefois ils présentent l'inconvénient majeur de se desceller et sont donc rarement utilisés.

- sur faux moignons vissés :

En général, il existe deux types de systèmes : les moignons de type monoblocs ou transvissés. Ils peuvent être fixés directement sur le corps de l'implant ou par l'intermédiaire d'un élément transépithélial lorsque la muqueuse est épaisse.

Les moignons peuvent être angulés ou personnalisés par sur-coulée.

Les faux moignons scellés étant peu utilisés, nous présentons ici les caractéristiques des faux moignons vissés : les moignons monoblocs et transvissés.

#### 2.1.2.3.1. Les moignons monoblocs

Le pilier et la vis sont solidaires, ils ne forment qu'une seule pièce. Ce type de moignon est particulièrement indiqué quand cela est possible, pour des restaurations multiples.

- Avantages (d'après MISCH [46]) :
  - Ils sont plus solides ;
  - Ils sont moins coûteux ;
  - Il n'y a pas de risque de desserrage. Le moignon est maintenu dans sa position par l'ensemble de l'armature ;

- Il suffit de serrer complètement le moignon pour l'ajuster au corps de l'implant ;
- Les parois sont suffisamment épaisses pour tolérer des modifications de type rainures ou correction d'axe ;
- Inconvénients [46] :
  - Ce type de moignon ne convient pas pour des restaurations simples car ils ne comportent pas de système antirotationnel ;
  - Lorsqu'un pilier angulé est indiqué, on ne peut utiliser un moignon monobloc. En effet, le moignon est fixé dans une seule position qui est déterminée par le pas de vis du corps de l'implant ;

#### 2.1.2.3.2. Les moignons transvissés

Ils comportent un système de positionnement sur la tête de l'implant (hexagone interne, externe, trièdre ou tout autre système antirotationnel) et un passage pour la vis de fixation.

- Avantages
  - Le système antirotationnel permet d'utiliser ce type de moignon pour des restaurations simples ;
  - Ce système permet d'utiliser des moignons angulés ;

- Inconvénients [46] :
  - Les vis peuvent se desserrer. Les facteurs [10] responsables peuvent être : des composants inadaptés, un serrage inadéquat, des charges excessives, un mauvais ajustement de la vis ou une forme de vis inadéquate ;
  - Le moignon peut se desserrer alors que la restauration reste scellée sur celui-ci.  
Il est difficile de démonter une couronne qui est fixée sur un moignon mobile. D'après MISCH, on peut résoudre ce problème en forant un puits à travers la couronne, de manière à accéder à la vis pour la resserrer ;
  - Pour diminuer le risque de desserrage de la vis, il faut la mettre en place avec une force suffisante. La valeur optimale de serrage varie selon les auteurs de 12,4 à 83,8 N.cm. Cependant les forces élevées peuvent transmettre des forces rotationnelles ou de cisaillement à l'implant et solliciter la liaison os-implant. Dans ce cas, il est nécessaire d'utiliser un mécanisme de torque et contre-torque pendant le serrage de la vis. Le contre-torque existe dans peu de système ;
  - Il est nécessaire d'effectuer une radiographie rétroalvéolaire pour contrôler l'ajustement du moignon sur le corps de l'implant. Il s'agit de vérifier avant le serrage si le moignon est bien emboîté sur le dispositif antirotationnel ;
  - Du fait du passage de la vis, les parois du moignon sont relativement fines et ne permettent pas de les retailler pour modifier son axe.

2.1.2.3.3. Tableau récapitulatif des avantages et inconvénients des 2 types de moignon

**Les moignons monoblocs**

<b>Avantages</b>	<b>Inconvénients</b>
<ul style="list-style-type: none"><li>- plus solides,</li><li>- moins coûteux,</li><li>- pas de desserrage des vis</li><li>- pas de problème d'ajustement au corps de l'implant,</li><li>- épaisseur des parois suffisante pour pouvoir les retoucher (rainure, correction d'axe...).</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Uniquement pour des restaurations multiples,</li><li>- Ne convient pas pour des moignons angulés.</li></ul>

**Les moignons transvissés**

<b>Avantages</b>	<b>Inconvénients</b>
<ul style="list-style-type: none"><li>- Système antirotationnel,</li><li>- Possibilité d'utiliser des moignons angulés.</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Desserrage des vis,</li><li>- Possibilité de desserrage du moignon, la restauration restant solidaire du moignon,</li><li>- Nécessité d'un mécanisme de torque et contre torque pour resserrer,</li><li>- Nécessité d'une radio pour contrôler l'ajustement du moignon sur le corps de l'implant,</li><li>- Finesse des parois du moignon du fait du passage de la vis.</li></ul>

### 2.1.3. Tableau récapitulatif des avantages et inconvénients des différentes restaurations

#### Les prothèses scellées

Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Moins de composants,</li> <li>- Procédure classique,</li> <li>- Possibilité de compenser les faibles divergences,</li> <li>- Adaptation passive,</li> <li>- Forces transmises dans l'axe,</li> <li>- Esthétique et hygiène,</li> <li>- Accessibilité,</li> <li>- Composants moins sollicités,</li> <li>- Mise en charge progressive,</li> <li>- Diminution de la prolifération bactérienne au niveau du sulcus,</li> <li>- Gain de temps et de coût.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Nécessité de polir les préparations,</li> <li>- La hauteur rétentive doit être supérieure à 5mm</li> <li>- Mauvais goût et odeurs dûs aux ciments provisoires,</li> <li>- Risque de ciment dans le sulcus,</li> <li>- Risque de rayer l'implant en nettoyant les excès de ciment,</li> <li>- Durée du scellement imprévisible.</li> </ul>

#### Les prothèses vissées

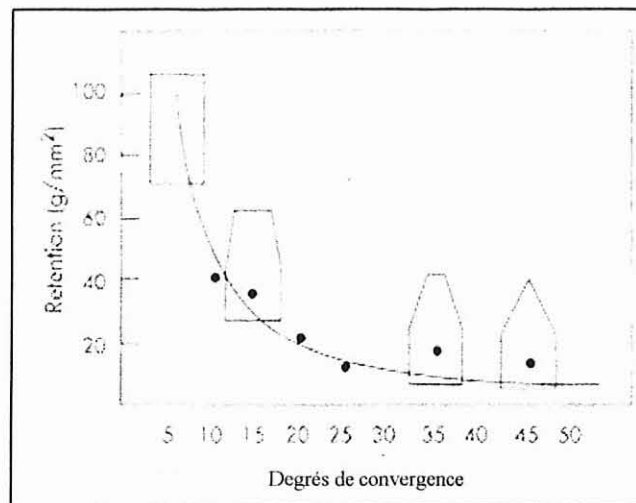
Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Faible hauteur nécessaire</li> <li>- Les composants peuvent être remplacés aisément,</li> <li>- L'évaluation des tissus péri-implantaires est plus facile à réaliser,</li> <li>- Réparations et modifications possibles,</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Plus de composants,</li> <li>- Réalisation prothétique plus difficile et plus coûteuse,</li> <li>- Moins esthétique,</li> <li>- Compromis quant à la forme de contour des couronnes et des pontiques,</li> <li>- Composants supplémentaires pour la provisoire,</li> <li>- Risque de perte de composant ou d'endommagement de l'implant en cas de desserrage de la vis,</li> <li>- Perte de temps à restaurer le puits d'accès de la vis.</li> <li>- Risque de fracture de la céramique,</li> </ul>

## 2.2. La rétention des prothèses scellées

La rétention résulte d'un ensemble de facteurs : la conicité ou convergence des parois, la surface de contact, la hauteur des piliers ou moignons et leur état de surface.

### 2.2.1. La convergence

La rétention d'une couronne diminue rapidement lorsque la convergence des parois augmente entre 6 et 25 degrés. C'est le principal facteur de rétention. (JORGENSEN [31])



Rapport entre la rétention et la convergence  
(d'après JORGENSEN [31])

La convergence idéale des piliers prothétiques qu'ils soient usinés, taillés ou coulés doit être proche de 6 degrés.

De plus, EL EBRASHI et col. [22] montrent par leurs études qu'une convergence comprise entre 2 et 5 degrés diminue fortement la concentration des forces sur les préparations.

On trouve toutefois des auteurs qui recommandent des convergences supérieures, allant jusqu'à 20 degrés. On peut d'ailleurs trouver dans le commerce des moignons présentant une conicité de 25 degrés. Néanmoins MISCH C.E. [46] recommande de réduire cette conicité pour augmenter la rétention.

### **2.2.2. La surface**

La surface d'une couronne ou d'un pilier sur implant influe sur la rétention (LOREY [37]). Plus la surface est importante et plus la rétention est grande.

D'après GILBOE et col. [25], plus le diamètre de préparations de même hauteur est important et plus la rétention est grande. Cette affirmation confirme celle de LOREY car en augmentant le diamètre, on augmente la quantité de surface...

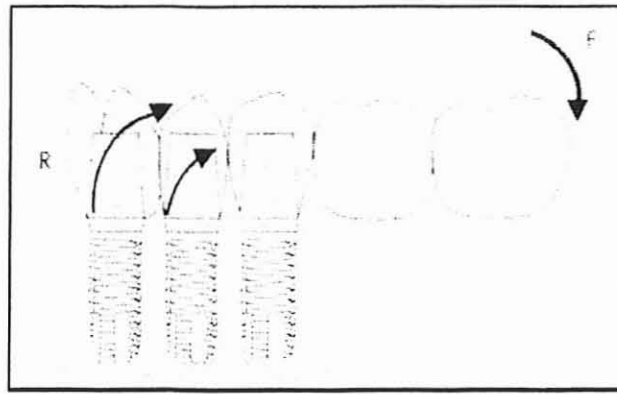
D'après C.E. MISCH [46], le diamètre des piliers sur implant ne dépasse pas les 5mm ; ceci équivaut à la préparation d'une incisive latérale naturelle. D'autre part, les ciments adhèrent moins au titane qu'à la dentine [46]. C'est pourquoi il faut avoir recours à des rétentions secondaires (type rainures) pour augmenter la rétention.

### **2.2.3. La hauteur**

Plus le pilier est haut et plus la rétention est grande (SHILLINGBURG [59]). Certes en accroissant la hauteur d'un pilier, on augmente sa surface. En réalité, les parois hautes résistent mieux aux forces latérales.

La hauteur est d'ailleurs le principal élément de rétention lorsqu'il s'agit d'un cantilever (cf. schéma ci-dessous, d'après MISCH [46])





(d'après MISCH C.E. [46])

Les forces occlusales sur l'extrémité libre du cantilever engendrent un mouvement de rotation du bridge. Les piliers s'opposent par leur hauteur à cette rotation et permettent ainsi d'obtenir une rétention suffisante.

#### 2.2.4. L'état de surface

FELTON et col. [24] montrent que la rugosité des surfaces scellées augmente la rétention par la présence de micro-rétentions dans lesquelles se projettent les agents adhésifs.

On peut donc augmenter la quantité et la profondeur des micro-rétentions à l'aide d'une fraise diamantée d'une granulométrie pouvant atteindre 40 $\mu$ m.

Certains moignons usinés comportent des rainures perpendiculaires à l'axe d'insertion de la couronne. Ils peuvent augmenter la rétention.

Dans le cas de cantilever, on peut également augmenter la rétention en ajoutant des rainures verticales ou des méplats sur les piliers. Ces moyens ont pour effet de contrecarrer mécaniquement l'arc des forces [59, 64].

Tous ces facteurs de rétention sont les mêmes que ceux de la prothèse traditionnelle sur dent naturelle. Ce sont des principes qui doivent impérativement guider la conception des moignons usinés ou la préparation des moignons anatomiques de manière à optimiser le scellement. Ce dernier ne peut assurer seul la rétention.

## ***2.3. Le scellement***

### **2.3.1. Définition**

Le scellement correspond au "remplissage" de l'espace entre les pièces à sceller. Il s'agit d'une interposition de ciment [36].

Il existe différents types de scellement selon le type de ciment utilisé :

- **provisoire** : ciments mous et collants (eugénol-oxyde de zinc).

Utilisés pour le scellement des prothèses de transition, ils permettent une dépose à la demande en évitant le descellement intempestif.

- **semi-définitif ou provisoire "fort"** : ciments durs et friables.

Ce type de scellement est plus durable tout en autorisant une dépose à la demande.

- **définitif "classique"** : ciments durs et peu friables (phosphates de zinc, verres ionomères).

La dépose est très difficile.

- **définitif "modulables"** : ciments durs et friables (polycarboxylates).

Ils permettent une dépose occasionnelle.

Le scellement en prothèse implanto-portée doit répondre aux impératifs de la maintenance (cf. début du chapitre). D'une part, il doit assurer la rétention de la prothèse définitive et d'autre part il doit permettre de la déposer à la demande sans traumatisme pour la liaison os-implant.

La catégorie de ciment la plus indiquée est donc celle qui correspond au scellement semi-définitif.

### **2.3.2. Les familles de ciment**

#### **2.3.2.1. Classement**

Il existe plusieurs façon de classer les différentes catégories de ciment. L'A.D.A. propose la classification suivante :

- classe 1 : Oxyde de zinc eugénol et oxyde de zinc eugénol + E.B.A.
- classe 2 : Phosphate de zinc
- classe 3 : Phosphate de cuivre
- classe 4 : Silicates
- classe 5 : Silico-phosphates
- classe 6 : Résines
- classe 7 : Polycarboxylates

Les ciments temporaires que nous testons dans notre protocole appartiennent aux classes suivantes :

- classe 1 : TEMP BOND™
- classe 6 : IMPROV™ (à base de résine uréthane)
- classe 7 : DURELON™ (dilué avec de la vaseline)

Le FREEGENOL™ et le TEMP BOND NE™ sont des ciments à base d'oxyde de zinc et bien qu'ils ne contiennent pas d'eugénol, ils se rapprochent des ciments de la classe 1.

### **2.3.2.2. L'adhésion**

#### **2.3.2.2.1. Définition**

Union d'une chose à une autre. Liaison d'affinité entre deux matériaux en contact, qui peut être renforcée par la rugosité. [LAROUSSE]

L'adhésivité est l'aptitude d'un matériau à adhérer à un autre par affinité, lorsque l'un des deux est liquide ou pâteux. [LAROUSSE]

L'adhérence peut être de type mécanique, chimique ou thermodynamique [63].

#### **2.3.2.2.2. Paramètres intervenant dans la résistance d'un joint de ciment**

Il existe un certain nombre de facteurs qui agissent plus ou moins directement sur la résistance du joint [63]. Ceux qui agissent sur la résistance proprement dite sont les suivants :

- le durcissement,
- le vieillissement,
- la variation de température,
- la variation d'humidité,
- la variation de la composition,
- la nature des surfaces à lier,
- l'application d'une force extérieure.

Ces facteurs nous donnent des indications quant aux difficultés que nous pouvons rencontrer lors d'un test comparatif de la résistance de différents ciments. Il est nécessaire de choisir des conditions identiques pour chaque scellement, pour la conservation des échantillons et pour chaque test :

- la période entre le scellement et le test doit être toujours la même ;
- les scellements et les tests doivent être toujours réalisés à la même température ;
- les échantillons testés doivent être conservés dans un même milieu humide ;
- la géométrie et la nature des surfaces scellées doivent être identique d'un échantillon à un autre
- il faut respecter les proportions de mélange lors de la préparation des ciments ;
- il faut protéger les échantillons de tout choc.

### **2.3.3. Critères de choix d'un ciment en prothèse implanto-portée**

Le ciment utilisé doit respecter un certain nombre d'impératifs [63] :

- Il doit résister aux contraintes de compression, de traction et de cisaillement en respectant les minima imposés par les organismes professionnels compétents (normes ADA, ISO, FDI).
- L'épaisseur minimale du film de ciment doit être compatible avec le degré de précision de nos restaurations.
- Il doit être biocompatible et pour cela être testé en laboratoire.
- Il ne doit pas être conducteur ni pour la chaleur, ni pour l'électricité.
- Il doit avoir une bonne adhérence aux matériaux de restauration.
- Les conditions d'emploi doivent être aisées.

- Il doit permettre une dépose sans incidence sur l'ostéointégration.
- Il doit être étanche et empêcher la colonisation bactérienne de l'interface
- On peut ajouter d'autres critères physiques et cliniques [16] :
- Lors de la prise, la réaction exothermique doit être minimale.
- La granulométrie doit être faible pour augmenter la valeur du joint.
- Il doit présenter une stabilité dimensionnelle lors de la prise et à long terme.
- Il doit être stocké sans altération et sans risque.
- Il doit avoir un temps de prise variable et suffisant.
- Il doit avoir une viscosité suffisante pour faciliter l'enduction et l'échappement des excès.
- L'éviction des excès doit être facile.

## **3<sup>ème</sup> partie : Etude expérimentale**

### **3.1. *Objectifs et principes***

#### **3.1.1. Objectifs**

Ce protocole expérimental a pour principal objectif de manipuler le ciment à base de résine polyuréthane. Nous comparons ses caractéristiques à d'autres familles de ciments temporaires. En effet on ne saurait étudier un nouveau produit sans se référer à ceux existants.

Il ne s'agit pas d'établir un classement restrictif de ces différents ciments en fonction de leurs seules propriétés mécaniques mais plutôt de mettre en évidence les avantages et les inconvénients de chacun.

**Cette étude pourrait aider le praticien à mieux connaître la palette des ciments utilisables en prothèse sur implants afin d'en faciliter le choix en fonction de chaque situation clinique.**

#### **3.1.2. Conception du protocole**

##### **3.1.2.1. Le choix du test**

La maintenance de l'implant nécessite la possibilité de desceller la partie prothétique (cf. § 2.). Par conséquent, le ciment temporaire doit à la fois :

- empêcher descellement inopiné de la supra structure prothétique ;
- permettre un démontage sans séquelle pour l'implant, sa supra structure ou l'ostéointégration.

Notre protocole consiste donc à simuler le démontage de couronnes scellées sur implant dans le cadre du programme de maintenance.

### **3.1.2.2. Le choix des échantillons**

Pour se rapprocher des conditions cliniques, nous testons le scellement de chapes en métal non précieux (Nickel-Chrome) sur des moignons usinés en titane. Les chapes préfigurent donc les couronnes.

Les moignons sont vissés sur des analogues d'implant avant le scellement.

Les échantillons ou éprouvettes sont conçus de manière à être arrimés à la machine de traction.

La traction est effectuée dans l'axe de l'éprouvette. Pour cela, la partie supérieure de la chape est fixée grâce à un système de goupille monté sur un axe flexible. Cet axe est lui-même fixé à un cardan qui est lié à la cellule de mesure (cf. définition § 3.2.1.). La présence du cardan nous permet de corriger les défauts de géométrie des éprouvettes et donc les problèmes d'alignement.

La partie inférieure, l'analogue, est ancrée mécaniquement par des mords sur un plan rigide, la traverse mobile de la machine de traction (cf. § 3.2.1.).

Le nombre d'échantillons nécessaires pour obtenir des résultats exploitables statistiquement, est déterminé après une première campagne d'essai (cf. § 3.2.3.).

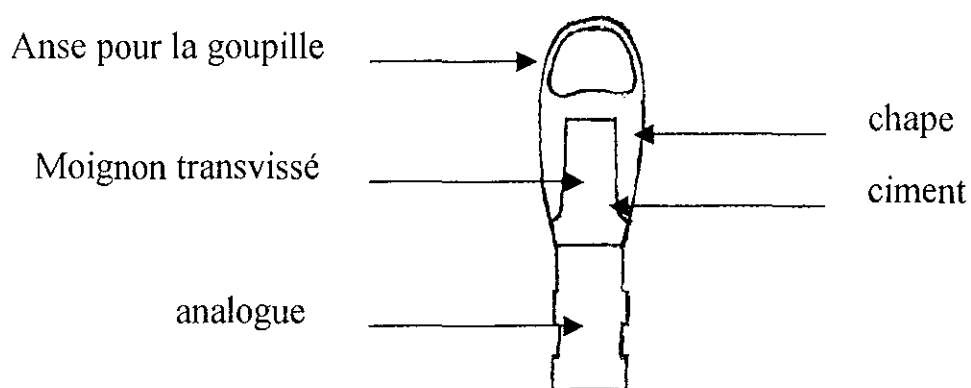
Pour des raisons de coût, nous disposons de 20 pièces usinées en titane. Nous testons donc les ciments par série de 20 échantillons au



maximum. Les chapes et les moignons sont ensuite réutilisés pour les séries suivantes.

Cela présente l'inconvénient de comparer des scellements sur des pièces neuves à des scellements sur des pièces usagées. D'un autre côté cela nous rapproche des conditions cliniques. En effet, le praticien qui scelle la prothèse doit par la suite desceller et resceller cette même prothèse sans changer pour autant le pilier support.

Pour pouvoir obtenir des résultats comparables d'un ciment à un autre, nous décidons de tester tous les ciments en même temps plutôt que les uns après les autres. Ceci nous permet d'être sûr que les échantillons ont tous subi la même histoire sur le plan de la conservation thermique et hygrométrique, de manière à ne pas fausser l'étude avec des paramètres non mesurés dont nous ne maîtrisons pas l'importance. Chaque série de test comprendra donc des échantillons scellés avec les différents ciments.



Vue en coupe d'un échantillon.

### **3.1.2.3. La Géométrie du test**

Les forces occlusales sollicitant les prothèses en bouche sont difficiles à reproduire et à mesurer en laboratoire. Ces sollicitations sont : la traction (tension), la contraction (pression) et le cisaillement (scission). Elles interviennent rarement seules mais elles se combinent entre elles.

**Nous choisissons de tester la résistance des ciments à la traction. Ce test a donc pour objet la simulation de la résistance des ciments à l'arrachement, c'est à dire au descellement de la prothèse par le praticien.**

La géométrie des surfaces scellées est complexe du fait de la cylindro-conicité du moignon. En réalité comme le schéma suivant nous le montre, les forces engendrées par le descellement correspondent plus à des forces de cisaillement.

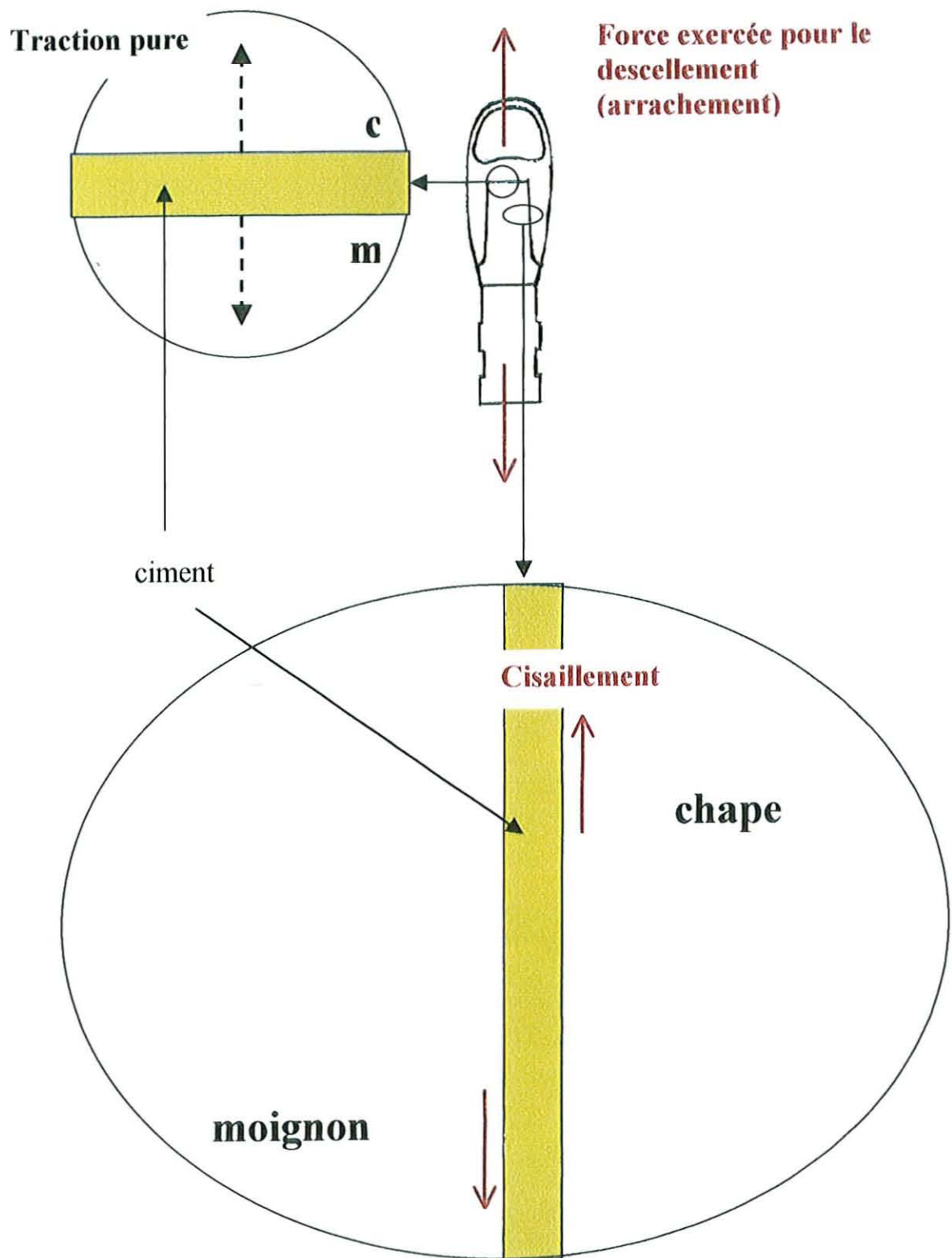


Schéma des différents types de force.

#### **3.1.2.4. L'épaisseur du ciment**

D'après un certain nombre d'études, le joint idéal doit être inférieur ou égal à 40µm. Cette épaisseur idéale permet d'obtenir une meilleure résistance mécanique, une résistance à la dégradation et une plus grande stabilité dimensionnelle [63].

En pratique l'épaisseur de ciment devrait donc se situer aux alentours de 40µm.

Dans le cas de notre étude comparative, il faut veiller à ce que l'épaisseur de ciment soit identique d'un échantillon à un autre. Des épaisseurs variables pourraient fausser les résultats.

Pour se faire, nous réalisons toutes les chapes à partir du même maître modèle (cf. § 3.2.2.2.) sur lequel on a appliqué au préalable une couche de vernis espaceur.

La pression du scellement peut éventuellement influencer sur l'épaisseur de ciment. L'utilisation d'une presse pour sceller chaque échantillon avec des pressions identiques peut être une solution. Cependant on s'éloigne des conditions cliniques de scellement. Nous choisissons un type de moignon avec congé. Celui-ci joue le rôle de butée d'enfoncement. La pression que nous exerçons sur la chape au moment du scellement doit être suffisante pour la maintenir au contact du congé du pilier. De cette façon on peut obtenir une variation d'épaisseur suffisamment faible pour être non significative.

#### **3.1.2.5. Le vieillissement artificiel**

Certaines études comparatives de ciment prévoient un vieillissement accéléré artificiel des échantillons avant de les tester. Cela consiste essentiellement en des changements répétés de températures simulant des

variations extrêmes de la température buccale au cours des repas. Par exemple en buvant une boisson chaude puis en mangeant de la glace. Ce type de vieillissement peut être intéressant dans le cas d'un protocole testant des ciments définitifs.

On peut toutefois difficilement évaluer le temps de vieillissement obtenu ainsi.

De plus il demeure un paramètre important qui n'est pas simulé : les sollicitations occlusales. Cette composante est sans conteste celle qui joue le rôle le plus important quant à la durée de vie d'un scellement.

Pour ces deux raisons, nous n'envisageons pas de simuler le vieillissement des échantillons avant de les tester.

Si nous voulons nous rapprocher le plus possible des conditions cliniques, il faudrait réaliser les tests dans un milieu humide à 36°C-37°C. En pratique nous ne disposons pas de machine le permettant et les tests de traction sont réalisés à température ambiante (~20°C).

Nous choisissons simplement de conserver les échantillons dans un cataplasme humide avant de les tester.

### **3.2.     *Matériel et méthode***

Deux paramètres conditionnent la conception du protocole :

- la machine et le programme d'acquisition des données nécessaires pour le test,
- le choix de tester le scellement de chapes sur des moignons en titane.

### 3.2.1. L'équipement utilisé pour les tests

Les essais sont réalisés sur une machine de traction à vis à déplacement de traverse (de marque INSTRÖN). Elle peut être équipée d'une cellule de charge INSTRÖN de capacité maximum de 50 Kg et d'une précision d'environ 100 g (soit 0.2 % de la pleine échelle) ou d'une cellule de 200 Kg de marque RDP dont la précision est de 200g (0.1% de 200Kg).

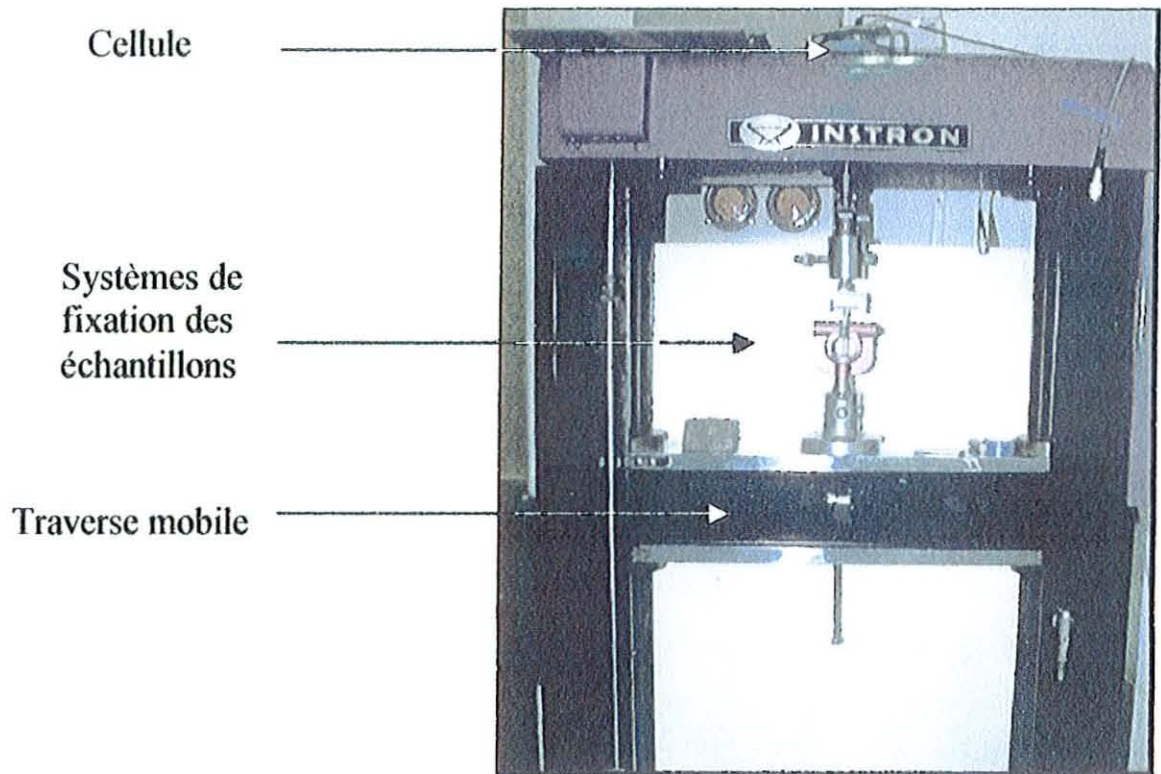
Définition de la cellule de charge :

Elle est constituée de pièces qui se déforment de manière élastique (donc réversible) sous une charge lors de l'essai. On mesure cette déformation à l'aide de jauges de déformation qui sont collées sur ces pièces. Ces jauges sont constituées d'un fin filament conducteur qui voit sa section varier lorsqu'il est étiré par l'allongement de la pièce. La variation de section correspond à une variation de résistance électrique du matériaux. Le filament (ou jauge de déformation) est intégré électriquement dans un pont de WESTHON (dans la partie électronique) qui nous permet de calibrer la déformation subit par la cellule en tension (V).

L'acquisition des données est effectuée à l'aide du logiciel ATS développé par la société SYSMA. Il est installé sur un micro ordinateur (processeur 486DX4-100) équipé d'une carte d'acquisition AX5210 (12 bit) de AXIOM. C'est un convertisseur analogique/numérique qui permet d'acquérir des tensions comprises entre 0 et 10V.

La fréquence d'acquisition utilisée est de 5 Hz (5 points par seconde), de façon à être sûr d'enregistrer la force maximale subie par l'échantillon.

Photo de la machine de traction (INSTRON)



### 3.2.2. Réalisation des échantillons

#### 3.2.2.1. Les moignons

Pour des raisons de coût, nous utilisons au total 20 pièces usinées en titane.

Afin de simplifier la géométrie du test nous choisissons des moignons de forme simple : cylindro-coniques sans rétention, sans méplat.

Nous disposons donc de 20 moignons droits HL en titane (référence 2235 chez STERI-OSS®). Ils mesurent 10mm de haut pour un diamètre de

3,8 mm. Ils sont fixés à l'aide de vis rainurées (réf. 1234) sur 20 analogues d'implants HL (réf. 1241).

### **3.2.2.2. Les chapes**

Comme moyen de préhension, nous adjoignons une anse sur la partie supérieure de la chape. Dans l'hypothèse que les forces atteignent jusqu'à 30 kg, la goupille doit présenter un diamètre d'au moins 4,5 mm pour ne pas subir de déformation lors du test. Le diamètre de l'anse mesure donc 5mm au moins pour laisser passer cette goupille.

Etapas de confection des 20 chapes :

- On réalise une empreinte en silicone du moignon en titane. (photo 2)
- Le duplicata du moignon est coulé en plâtre dur.
- 2 couches de vernis espaceur sont appliquées sur le duplicata (elles préfigurent l'épaisseur du futur ciment soit environ 40  $\mu\text{m}$ ). (photo 3)
- Les maquettes en cire de la chape sont réalisées une à une par la technique de cire ajoutée (waxing). (photo 4)
- Chaque maquette est fixée au cône de coulée par l'intermédiaire d'une tige de coulée en cire.
- Le tout est mis en revêtement.
- La transformation de la cire en métal se fait par la technique de fonderie par cire perdue. (photo 5)
- Les tiges de coulée sont sectionnées et l'intrados des chapes est traité par sablage.

En augmentant la rugosité, on favorise une adhésion de type mécanique entre le métal de l'intrados prothétique et le ciment

Le sablage est réalisé avec des particules d'alumines de 50 à 250  $\mu\text{m}$  pulvérisées sous une pression de 4 à 6 bars. Il a pour effet :



- une soustraction de matériaux de l'ordre de 10 microns et le nettoyage de la surface.
- une augmentation de la surface utile d'adhérence.

### **Illustrations de la confection des chapes :**

Photo 1 : moignon transvissé sur l'analogue



Photo 2 : clé en silicone



Photo 3 : couches de vernis espaceur sur le duplicata en plâtre

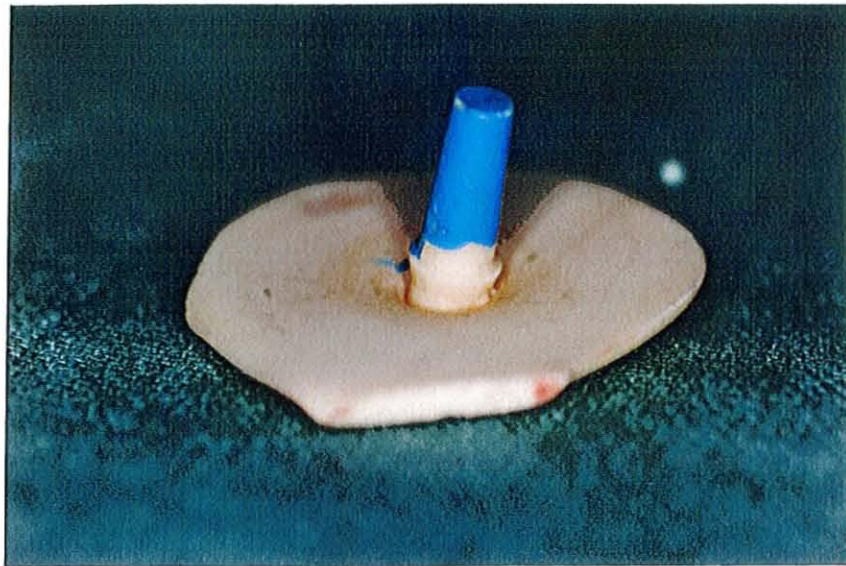


Photo 4 : maquette en cire (wax up)

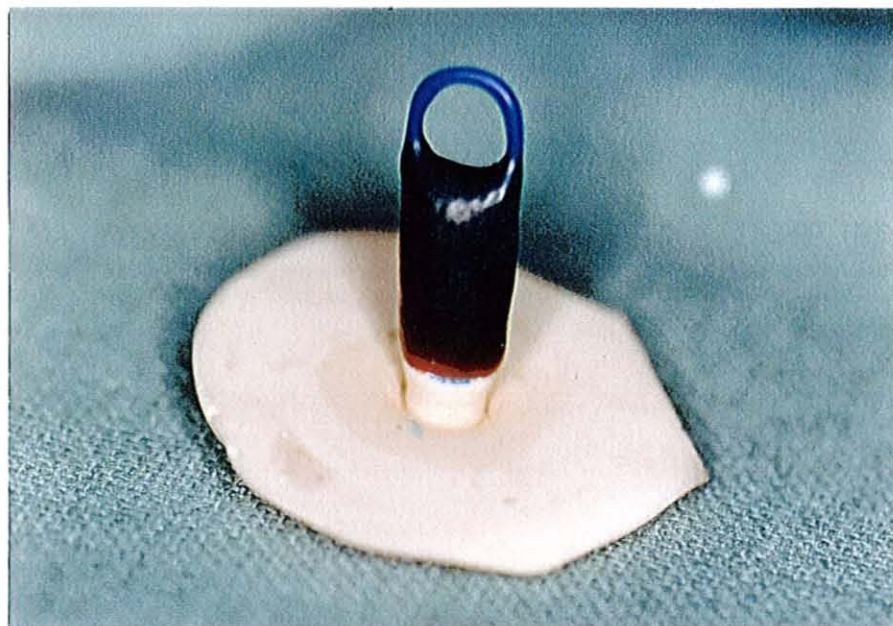




Photo 5 : coulée de la chape

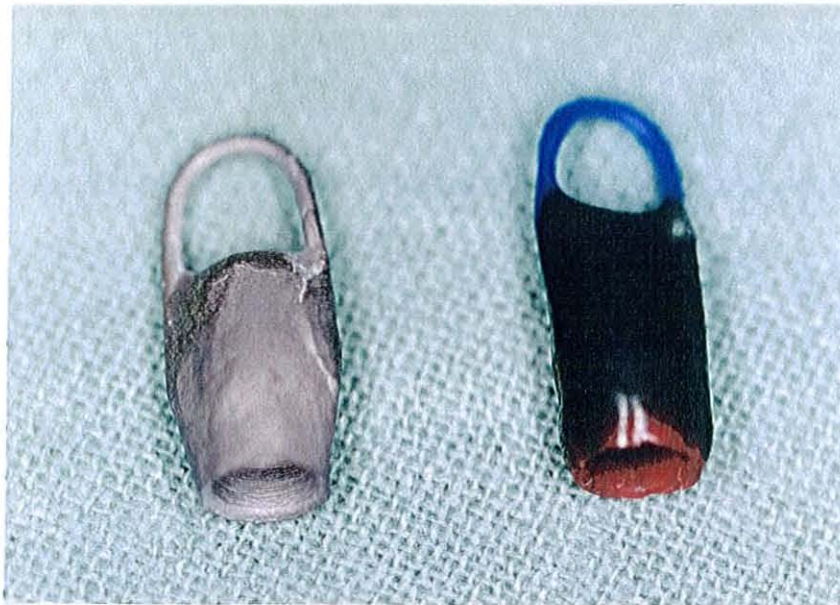
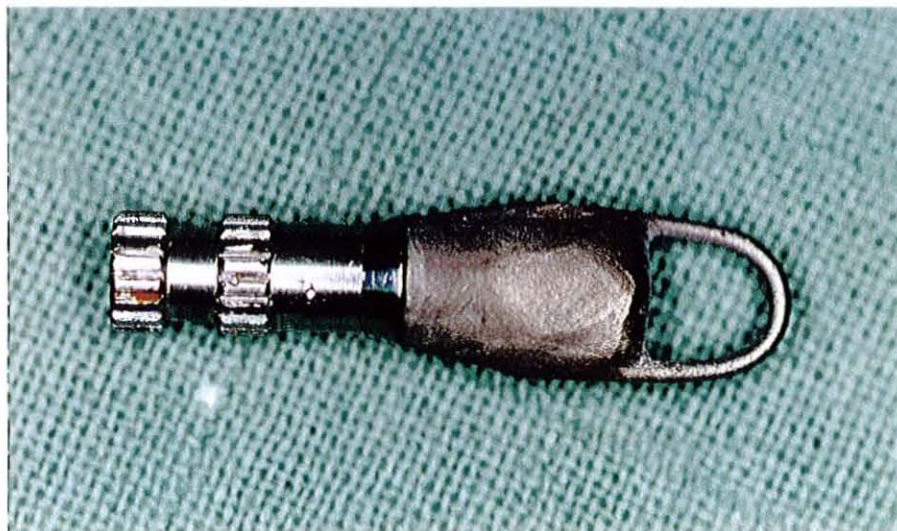


Photo 6 : scellement



### **3.2.2.3. Les ciments utilisés et le scellement**

En plus de l'Improv™ (STERI-OSS®), nous avons choisi parmi les ciments temporaires couramment utilisés : le Temp Bond™, le Temp Bond NE™ (KERR®) et enfin le Freegenol™ (GC®).

Remarque : Nous testons aussi le Durelon™ (ESPE®) mélangé à de la vaseline. Mais les résultats obtenus nous poussent à le classer dans une autre catégorie de ciment. (cf. § 3.3.2.)

Pour avoir des conditions d'utilisation et de conservation identiques, les ciments ne sont pas testés un à un. Chaque série d'échantillons est donc réalisée avec les 4 ciments différents (soient 4 lots à chaque fois).

Pour des raisons de commodité, nous attribuons une lettre à chaque ciment et un numéro d'échantillon.

A = Temp Bond™

B = Improv™

C = Freegenol™

D = Temp Bond NE™

Par exemple : A10 est le dixième échantillon testé, scellé avec du Temp Bond™.

- Le scellement des chapes :

Les moignons étant transvissés sur les analogues, nous obturons le puits d'accès de la vis avec de la cire. En clinique cette précaution évite une diffusion du ciment dans le puits et permet un accès facile à la vis en cas de

démontage. Pour notre protocole, nous reproduisons ainsi les mêmes conditions cliniques.

Les surfaces à sceller sont préalablement dégraissées à l'alcool à 70° puis séchées. Rappelons que seul l'intrados des chapes est traité par sablage.

Les quatre ciments se préparent de la même façon. Ils résultent du mélange de deux pâtes : une base et un catalyseur. Les chapes sont ensuite enduites de façon homogène et suffisante pour éviter la présence de bulle d'air au moment du scellement.

Le protocole de scellement avec l'Improv™ diffère des autres car il est ici nécessaire d'enduire préalablement les chapes avec de la vaseline. Nous utilisons de l'huile de paraffine qui, étant liquide, permet d'obtenir une couche uniforme de façon reproductible.

Les lots sont stockés dans un milieu saturé en eau, à température ambiante et ils sont testés 8 jours après le scellement.

### **3.2.3. Confirmation du protocole et réglages**

Une première campagne d'essais est réalisée de façon à optimiser la chaîne d'acquisition nécessaire à la mesure.

Cette première étape permet :

- de valider la qualité du montage expérimental.
- de choisir une cellule de force en fonction de la charge de rupture de nos éprouvettes (Afin d'optimiser la précision des tests, il s'agit de choisir la cellule la plus petite et qui autorise l'enregistrement des charges de rupture de nos échantillons),

- de déterminer la vitesse de traction en fonction de la fréquence d'acquisition,
- de confirmer le nombre d'échantillons nécessaire pour l'essai définitif,

Il y a 4 types de ciment et 20 échantillons en tout. Le nombre d'échantillons disponible pour cette première étape est alors de 5 éprouvettes par type de ciment.

Après ce premier test, on observe les faciès de rupture de façon à déterminer si le collage obtenu est homogène. Le but est de trouver le meilleur protocole de scellement pour minimiser la dispersion<sup>1</sup> des résultats et pour obtenir des statistiques exploitables.

Cette première campagne nous permet d'effectuer les constats et les réglages suivant :

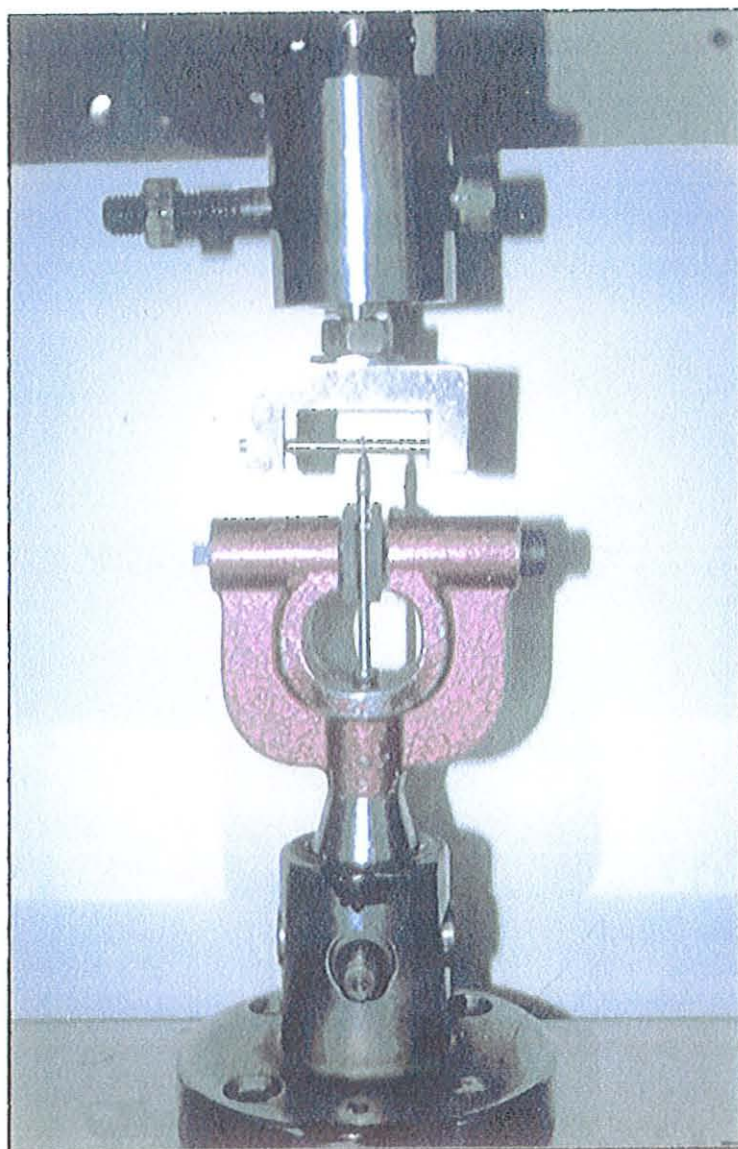
- Le montage est correct.
- On utilise la cellule de charge INSTRÖN de 50 kg.
- La vitesse d'essai (déplacement de la traverse) utilisée de 5 mm/minute semble bien choisie.
- au vu de la relativement faible dispersion, 10 échantillons en tout par ciment seront satisfaisants pour que les résultats soient exploitables statistiquement.

**L'essai définitif** peut être réalisé. Il comporte donc 10 échantillons par ciment soient 40 éprouvettes testées en tout.

---

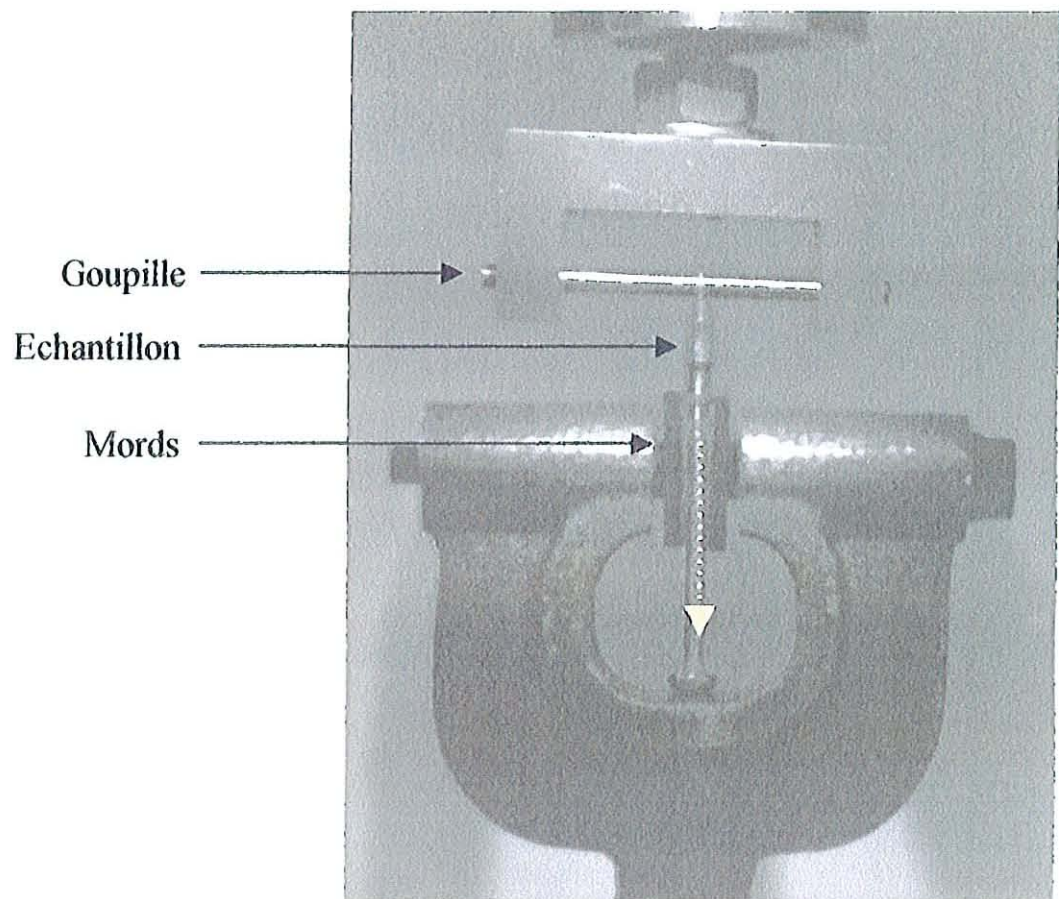
<sup>1</sup> Dispersion = écart entre les valeurs des différents échantillons pour un même ciment testé.

Photo du montage





## Détail du montage

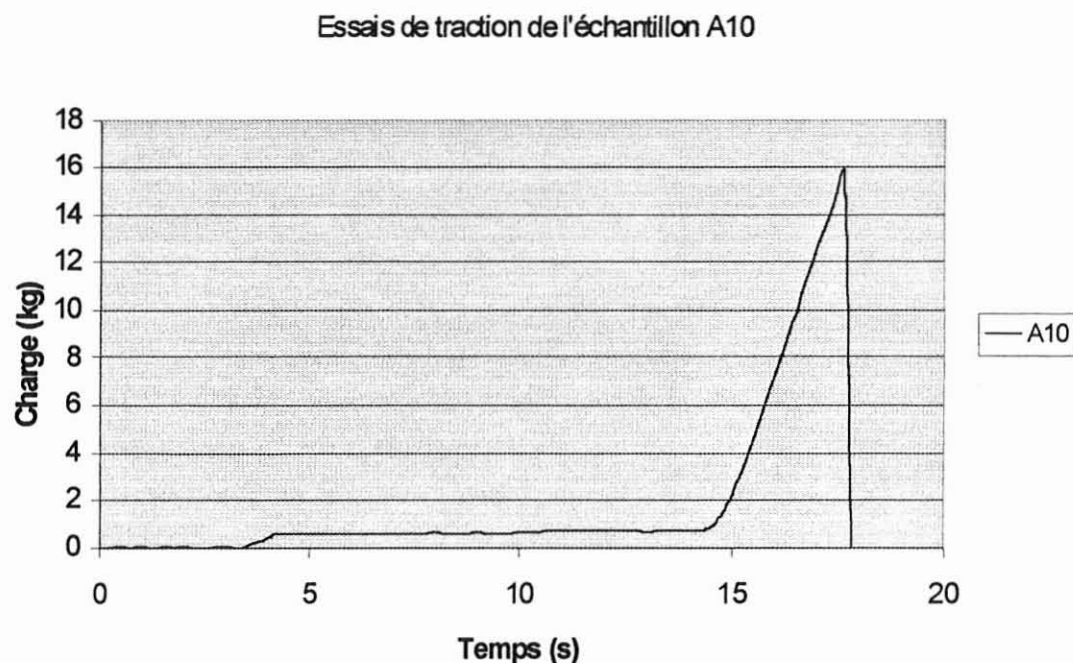


.....➡ sens de déplacement de la traverse à une vitesse de 5mm/minute.



### 3.3. Résultats

Pour chaque échantillon testé, le programme d'acquisition nous permet d'obtenir une courbe représentant la charge de traction en fonction du temps. Par exemple :



Les 15 premières secondes correspondent à la mise sous tension de l'échantillon. En effet il existe un jeu mécanique à rattraper au niveau des goupilles qui explique ce temps de latence. Durant cette période l'échantillon n'est pas encore réellement sollicité.

A partir de 15 secondes, on constate un chargement linéaire de l'assemblage moignon/chape jusqu'à la rupture à la vitesse de 5mm/min. Le point de rupture correspond au sommet de la courbe. Pour cet exemple A10, le scellement a cédé à une force de 16 kg soit 156,8 N soit 1,44 MPa.

### Ensemble des résultats des tests de traction

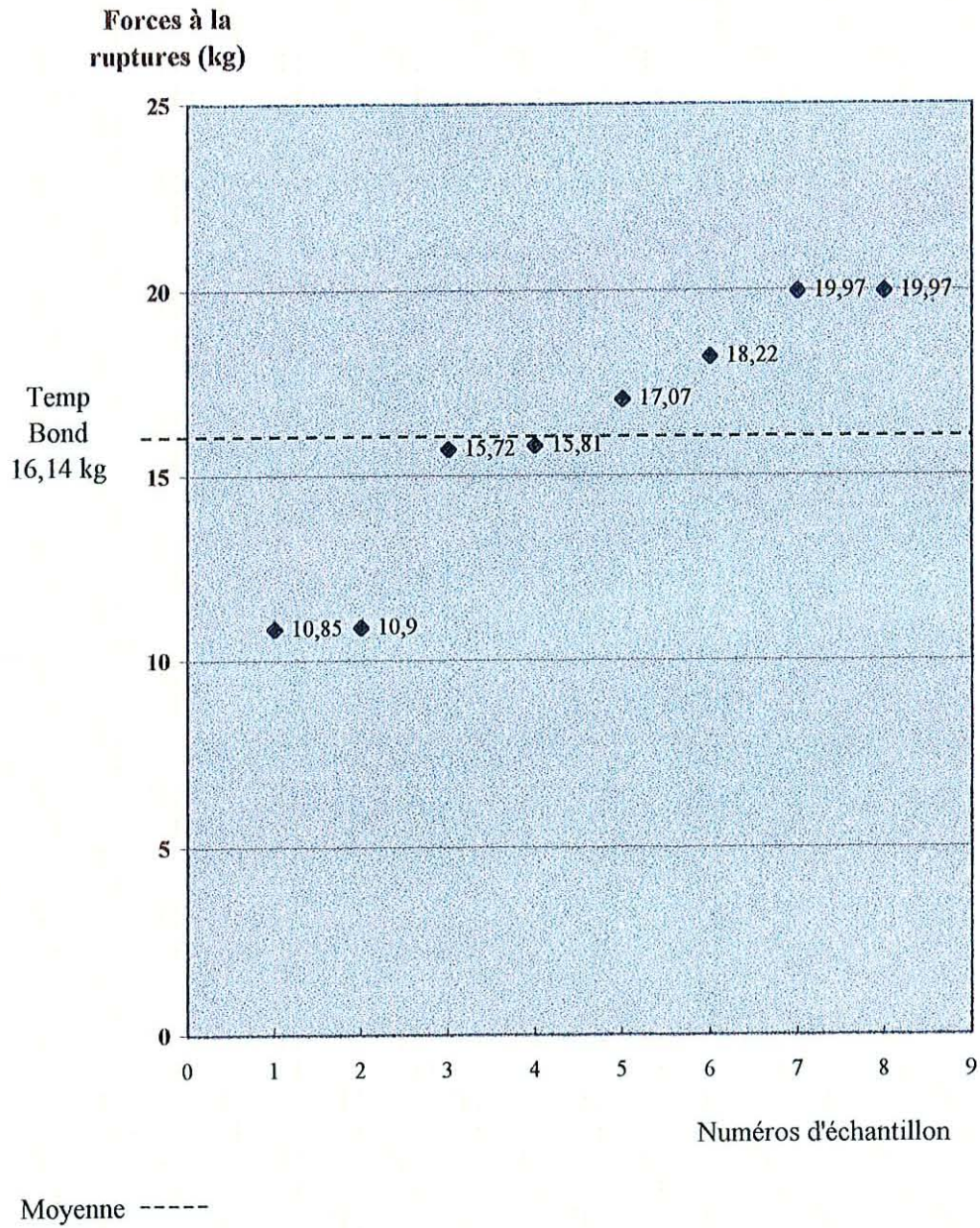
Ciments	Echantillons	Valeurs de rupture (kg)	Moyennes en kg	Moyennes retenues en kg	Ecart types	E.T. retenus
<b>Temp Bond™ (A)</b>	A7	10,83	16,00	16,14	3,19	2,73
	A6	10,9				
	A8	13,32				
	A9	15,72				
	A10	15,81				
	A1	17,07				
	A4	18,12				
	A5	18,22				
	A2	19,97				
	A3	19,97				
<b>Improv™ (B)</b>	B10	6,41	20,76	21,78	6,65	4,88
	B9	12,18				
	B6	15,26				
	B5	21,44				
	B1	24,81				
	B2	24,81				
	B3	24,81				
	B4	24,81				
	B8	26,11				
	B7	26,91				
<b>Freegenol™ (C)</b>	C9	1,77	10,02	9,88	4,96	3,35
	C4	3,34				
	C1	7,6				
	C8	8,43				
	C2	10,32				
	C10	10,73				
	C7	11,21				
	C6	11,74				
	C5	15,67				
	C3	19,42				
<b>Temp Bond NE™ (D)</b>	D4	6,3	12,66	12,54	4,16	3,17
	D7	8,94				
	D8	9,35				
	D3	10,24				
	D6	11,29				
	D2	12,33				
	D10	14,3				
	D5	14,9				
	D1	19				
	D9	19,9				

Pour une meilleure lisibilité, les résultats de chaque ciment (colonne 3) sont présentés par ordre croissant.

Afin d'optimiser les résultats, l'analyse et le calcul des moyennes et des écarts types ne tiennent pas compte de la plus grande valeur et de la plus petite valeur (Pour A de A3 et A7 ; pour B : B7 et B10 ; pour C : C3 et C9 ; pour D : D4 et D9 (résultats surlignés dans le tableau précédent). On réduit ainsi la dispersion des résultats due à la difficulté de reproduire des conditions de scellement identiques d'un échantillon à un autre : proportions du mélange, durée du mélange etc...

Les schémas suivants représentent, pour chaque ciment, les résultats obtenus sous forme de nuages de points.

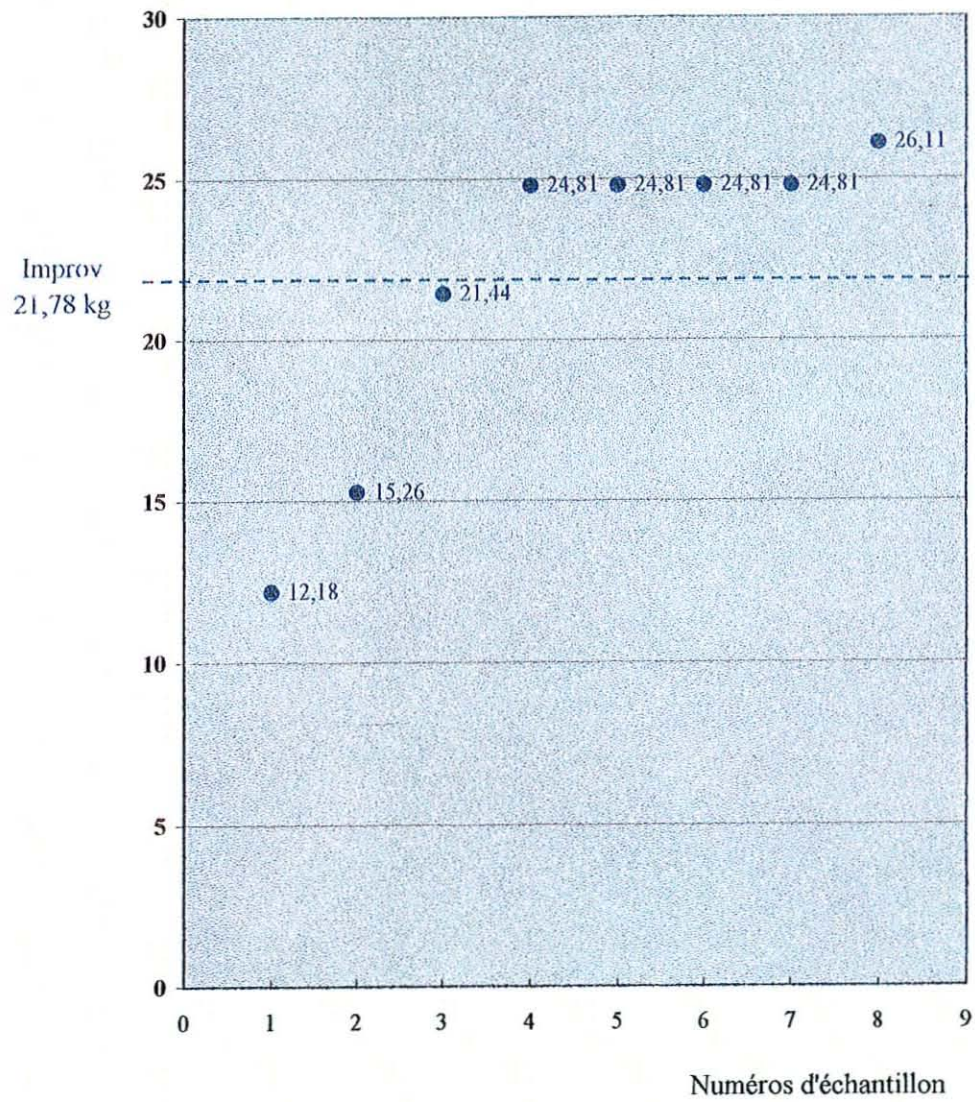
## Temp Bond™





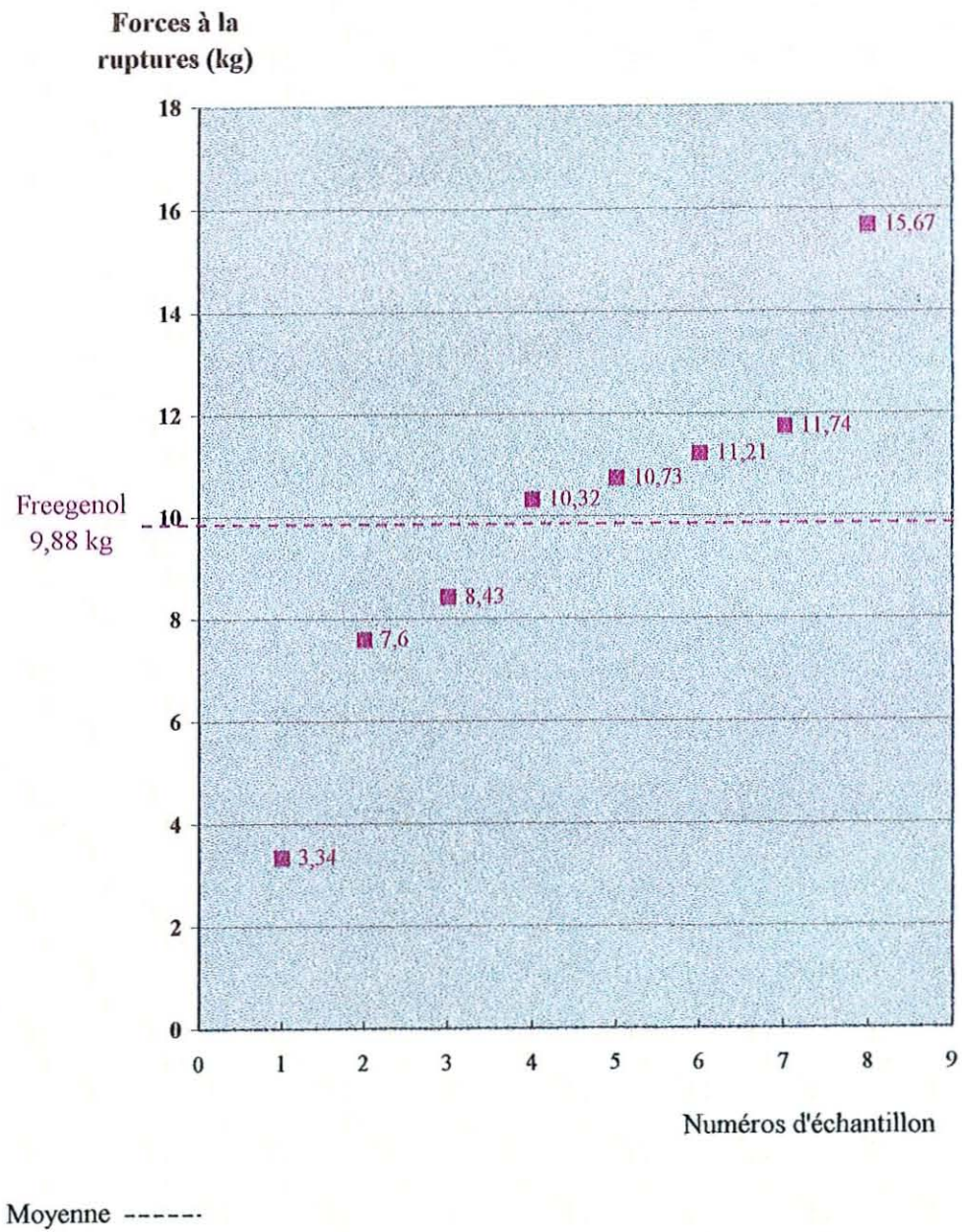
## Improv™

Forces à la  
ruptures (kg)



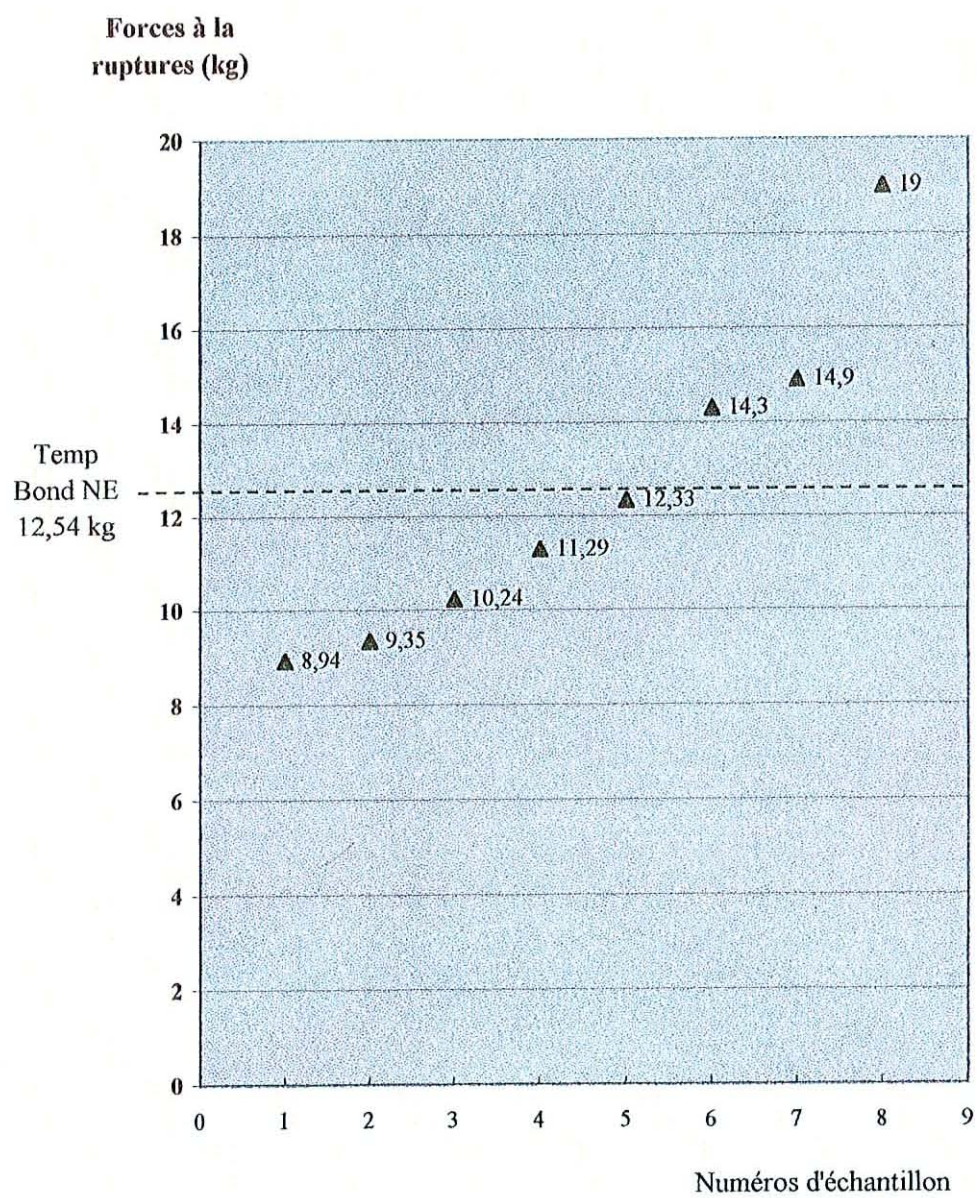
Moyenne -----

## Freegenol™





## Temp Bond NE™



Moyenne -----

### **3.4. Discussion**

Les résultats et les observations que nous faisons au cours des expérimentations nous permettent d'émettre un certain nombre de conjectures. En effet nos conclusions ne peuvent être considérées comme des certitudes. Elles sont modérées car elles ne sont fondées que sur un seul type de sollicitations correspondant aux conditions expérimentales.

#### **3.4.1. Premiers constats**

Les tests des échantillons scellés avec du Durelon/vaseline donnent des valeurs très inégales et d'un ordre de grandeur bien supérieur à ceux des autres ciments. Les résultats varient de 40 à 70kg !

Nous pouvons donc considérer que ce type de ciment ne rentre pas dans la catégorie des ciments dits semi-définitifs car le descellement provoqué présenterait un risque trop important pour l'implant et son ostéointégration.

Nous remarquons que la moyenne de la deuxième série de test est inférieure à celle de la première série et ce, avec l'ensemble des ciments. L'écart type quant à lui, a tendance à augmenter (cf. tableau ci-dessous).

C'est d'autant plus frappant que les premiers tests donnent des résultats avec un très faible écart type ce qui équivaut à une faible dispersion.



Ciments	Moyennes en kg	Ecart types
Temp Bond™ (série 1A)	18,67	1,14
(série 2A)	13,32	2,19
(série 3A)	10,92	2,88
Improv™ (série 1B)	24,14	1,35
(série 2B)	17,37	7,99

**Hypothèse :** L'état des surfaces scellées serait altéré après chaque test.

On peut en effet penser que l'état de surface des chapes en Ni-Cr ou celui des moignons en titane est altéré après leur première utilisation.

Les chapes étant réutilisées après nettoyage du ciment par micro sablage, ceci aurait pour effet d'augmenter la rugosité. La moyenne de la résistance à la rupture devrait au contraire augmenter. Mais ce n'est pas le cas.

Nous avons réalisé une 3<sup>ème</sup> série de contrôle en prenant soin de nettoyer les moignons avec un solvant au cas où une couche invisible persisterait... Les résultats obtenus sont encore inférieurs aux deux premiers ! La moyenne 3A (10.92 kg) < 2A (13.32 kg) < 1A (18.67 kg) !

D'autre part, on constate que le film de ciment reste toujours sur la surface des chapes après rupture. C'est donc la liaison ciment-moignon qui devrait être en cause... C'est celle qui présente le plus de fragilité.

Le protocole d'utilisation du ciment B requiert une enduction des chapes par de la vaseline. Par conséquent l'état de surface ne peut seul expliquer cette chute de la résistance à la traction...

Remarque :

On peut d'ores et déjà émettre l'hypothèse qu'à chaque fois que l'on démontrera une prothèse pour la resceller avec le même ciment, on aura une résistance inférieure. Cette observation est valable quels que soient les ciments temporaires utilisés.

Pour l'analyse définitive, nous avons choisi de n'utiliser que les résultats des 10 premiers échantillons testés avec chaque ciment, soient 1A, 2A, 1B, 2B, 1C et 1D.

### 3.4.2. Analyse des résultats

Tableau récapitulatif

Ciments	Résistances moyennes en kg	Ecart types	en MPa
Temp Bond™ (A)	16,14	2,73	1,45
Improv™ (B)	21,78	4,88	1,96
Freegeno™ (C)	9,88	3,35	0,89
Temp Bond NE™ (D)	12,54	3,17	1,13

La moyenne calculée correspond à la résistance moyenne d'un ciment à l'arrachement ou au descellement.

La comparaison des moyennes nous permet de classer les ciments en fonction de leur résistance à la traction (du + au -) :

B (21.8 kg) est en moyenne plus résistant que A (16.6 kg) > D (12.5 kg) > C (9.9 kg)

Les écarts types donnent une indication quant à la probabilité d'obtenir un scellement d'une résistance équivalente à la moyenne.

Plus l'écart type est petit et plus on a de chance d'obtenir une force de résistance proche de la moyenne.

Remarque :

En général les études sur les colles ou les ciments de faibles épaisseurs montrent que plus l'ordre de grandeur de la résistance à la rupture est important et plus la dispersion est grande. Ce constat s'explique par les moindres variations qui jouent un rôle de moins en moins négligeable au fur et à mesure que la force augmente. Il s'agit par exemple de bulles ou d'inhomogénéité du ciment qui participent à l'initiation de la rupture.

Le contrôle de l'épaisseur de ciment est aussi un paramètre important. Plus elle est petite et plus ces défauts deviennent critiques. (Cf. le § 3.1.2.4. pour les justifications quant à nos choix concernant l'épaisseur du ciment). Plus l'épaisseur est faible et plus elle est difficile à contrôler et plus la moindre variation a des conséquences non négligeables sur les grandeurs mécaniques mises en cause.

Pour un praticien, la **fiabilité d'un produit** peut correspondre à la **certitude d'obtenir un scellement d'une résistance supérieure ou égale à la moyenne.**

Un produit qui présente une résistance minimum proche de zéro et un écart type élevé peut être considéré comme peu fiable.

**L'écart type de B** s'explique du fait qu'on utilise de la vaseline pour enduire l'intrados des chapes et donc les résultats sont relativement plus

aléatoires. Sa moyenne étant plus élevée que celle des autres ciments, B reste tout de même le ciment assurant la meilleure rétention.

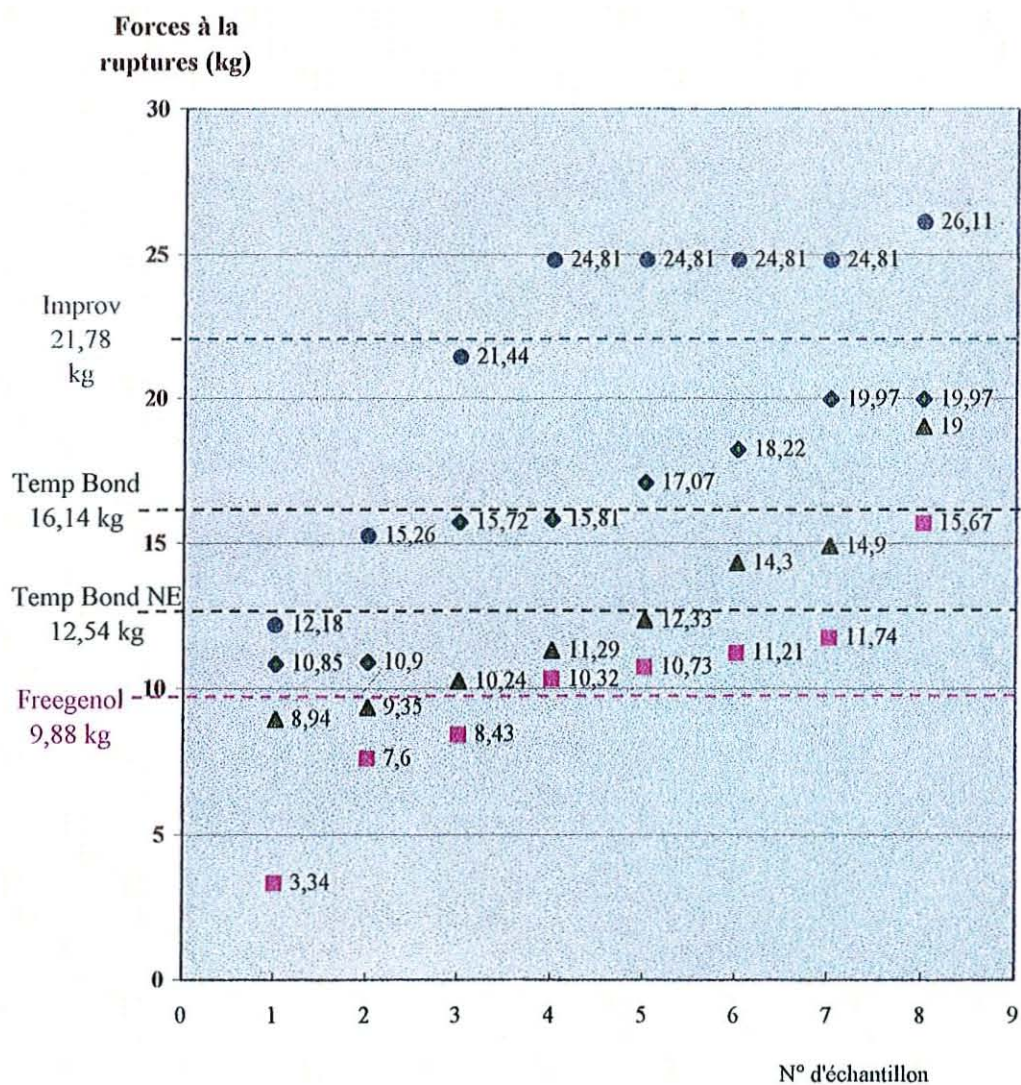
**L'écart type de C** quant à lui est relativement élevé compte tenu de sa faible moyenne. Ce ciment présente les résultats les plus aléatoires en terme de résistance à la traction. On peut dire qu'il est le moins fiable.

La différence entre les produits **A et D** est plus faible. A est un peu plus résistant et un peu plus fiable que D. A et D sont les plus fiables dans le cas de cette sollicitation.

### 3.4.3. Synthèse des résultats

Le schéma suivant rappelle les résultats obtenus lors du protocole.

**Résultats des tests de traction des  
ciments temporaires**



Les manipulations réalisées dans le cadre du protocole expérimental nous permettent de faire un certain nombre d'observations et de confirmer les données du fabricant (cf. tableau comparatif à la fin du §).

- Le conditionnement en seringue de l'IMPROV™ favorise sa conservation car il n'y a pas d'air qui pénètre à l'intérieur au fur et à mesure que l'on utilise le produit. Au contraire, on remarque que les tubes en plastique présentent cet inconvénient. Lorsqu'on relâche la pression sur le tube, l'air pénètre. De ce fait, on constate que la base durcit à l'intérieur du tube.

Remarque : Pour éviter l'entrée d'air, il faut reboucher le tube tout en maintenant la pression exercée sur celui-ci.

Les pistons des seringues ne comportent pas de graduations. Celles-ci permettraient d'obtenir des proportions de mélange plus précises.

Le protocole de ce ciment requiert l'utilisation systématique de vaseline pour enduire les intrados prothétiques. Cela ajoute une étape au scellement et complique également l'enduction de la supra structure prothétique.

Nous constatons qu'une fois mélangé, l'IMPROV™ est le moins fluide des ciments testés. Ceci présente plusieurs inconvénients :

- l'enduction des intrados est plus difficile (d'autant plus que ceux-ci sont vaselinés) et favorise la persistance de bulles d'air dans le film de ciment ;
- La mise en place de la prothèse au moment du scellement nécessite une pression plus importante.

Ce ciment est le plus long à durcir (cf. tableau suivant). Après durcissement, les excès sont facilement éliminés. Néanmoins, ils sont collants au toucher.

L'IMPROV™ est le ciment qui présente la moyenne de résistance à la traction la plus élevée.

Etant à base de résine, il doit présenter une certaine porosité. Par conséquent le film de ciment doit être moins imperméable et sa coloration doit être moins stable.

- Les TEMP BOND™ avec et sans eugénol sont tous les deux assez fluides (Celui sans eugénol un peu plus que l'autre). L'ajout d'un modificateur au moment du mélange peut augmenter la dureté du ciment.

Le TEMP BOND™ avec eugénol durcit plus vite que celui sans eugénol et possède le temps de prise le plus court des ciments testés.

Tous deux sont moins résistants mais plus fiables, c'est à dire que les scellements obtenus avec ces produits ont de fortes chances de présenter une résistance proche de leur moyenne expérimentale.

- Le FREEGENOL™ est en moyenne le moins résistant.

Ce ciment présente un temps de prise assez court. Il a l'avantage d'être le plus fluide ce qui facilite l'enduction des intrados.

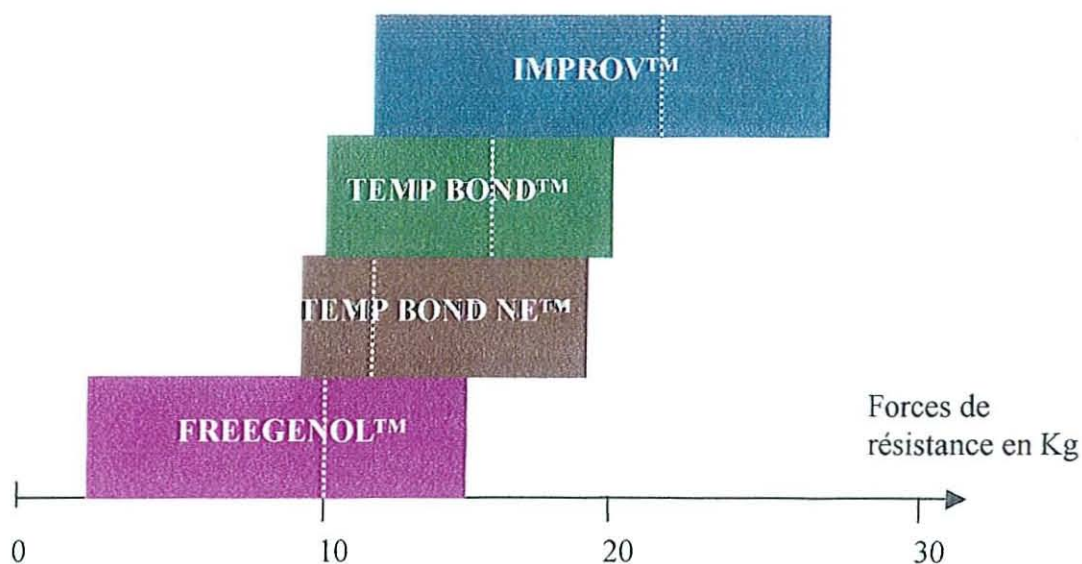
On peut également modifier la consistance du mélange par l'adjonction de vaseline.

### Remarque à propos du scellement de prothèses provisoires en résines :

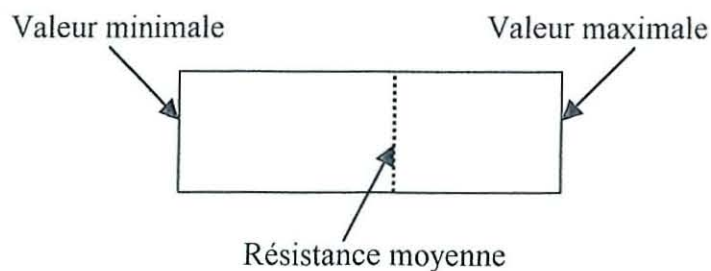
Tous ces ciments peuvent être utilisés pour le scellement de provisoires en résine. Le TEMP BOND™ contient de l'eugénol qui inhibe la réaction de prise des résines ; on évite donc de l'employer quand on rebase les provisoires.

L'utilisation de l'IMPROV™ se fait également après avoir vaseliné l'intrados. En cas de descellement et rescellement de la provisoire, on peut facilement nettoyer le film de ciment. Cependant, il est moins intéressant à utiliser pour le scellement des provisoires du fait de ses qualités mécaniques et de son coût.

### Domaines de résistance des ciments testés :



Légende :





Le tableau suivant montre toutefois que ces ciments possèdent un domaine d'action assez proche. Même si l'IMPROV™ est spécifique au scellement sur implant et correspond assez bien à la catégorie des ciments semi-définitifs, on peut constater que les deux TEMP BOND™ peuvent également rentrer dans cette catégorie. C'est donc plutôt l'usage que l'on en fait qui détermine le type de scellement : provisoire ou semi-définitif.

**Tableau comparatif des ciments utilisés**

<b>CIMENTS</b>	<b>Composition à base de :</b>	<b>Conditionnement</b>	<b>Température de stockage</b>	<b>Préparation du ciment</b>	<b>Temps de mélange (à température ambiante)</b>	<b>Temps de prise</b>
<b>IMPROV™</b>	Résine uréthane	2 seringues A et B de 10 ml	<24°C	Quantités égale de A et B + vaseline dans l'intrados prothétique	20 à 30 secondes	<b>5 minutes</b>
<b>FREEGENOL™</b>	Oxyde de zinc + Acide oléique	2 tubes : Base (50 g) Accélérateur (20 g)	/	même quantité de base et d'accélérateur +/- vaseline	30 secondes	<b>3 minutes</b>
<b>TEMP BOND™</b>	Oxyde de Zinc + Eugénol	2 tubes : Base (50 g) Accélérateur (15 g)	10-25°C	même quantité de base et d'accélérateur +/- modificateur	30 secondes	<b>2 minutes</b>
<b>TEMP BOND NE™</b>	Oxyde de Zinc + Acide polyorganique	2 tubes : Base (50 g) Accélérateur (15 g)	10-25°C	même quantité de base et d'accélérateur +/- modificateur	30 secondes	<b>4 minutes</b>

*Données fournies par le fabricant*

## CONCLUSION

Lorsqu'un traitement s'oriente vers la prothèse implanto-portée, les critères de succès reposent non seulement sur l'esthétique et les fonctions restituées par la prothèse, mais aussi sur la pérennité de l'implant.

Le succès du traitement repose donc sur l'étroite collaboration de tous les protagonistes : praticien prothésiste, chirurgien, prothésiste et patient. La chirurgie implantaire doit tenir compte des objectifs prothétiques. Ceux-ci sont donc déterminés bien avant de se lancer dans le traitement et permettent de choisir le type de liaison de la restauration prothétique à l'implant : le vissage ou le scellement.

Si le praticien choisit le scellement, il dispose de deux familles de ciments : les ciments définitifs et les ciments provisoires. Du fait de la nécessité de pouvoir démonter la partie prothétique sans léser l'implant et le parodonte, son choix se porte par défaut sur les ciments temporaires.

Jusqu'ici il n'existait pas de ciments spécifiques à la prothèse implanto-portée. Cette catégorie correspondrait à des ciments semi-définitifs, intermédiaires entre provisoire et définitif.

Pour choisir le ciment le plus adapté à la situation clinique, chaque praticien doit connaître les caractéristiques de chaque produit : résistance à la traction, fluidité, facilité d'emploi, temps de travail et de durcissement, coût... Notre étude nous permet de mieux connaître les avantages et les inconvénients de chaque ciment pour en optimiser l'emploi.

Ce nouveau ciment à base de résine uréthane, commercialisé sous le nom d'IMPROV™, a été élaboré spécifiquement pour la prothèse sur implant. Notre étude expérimentale nous permet de constater qu'il se rapproche effectivement d'un scellement semi-définitif : sa résistance moyenne à la traction est quelque peu supérieure à celle des ciments temporaires. Il autorise le démontage de la supra structure prothétique tout en exerçant des forces raisonnables pour la pérennité de la liaison de l'implant à l'os. Selon le fabricant, ce ciment présenterait une certaine élasticité mais nous ne l'avons pas mesurer expérimentalement.

Les tests comparatifs montrent que d'autres ciments sont également adaptés au scellement sur implant. C'est le cas des TEMP BOND™ avec et sans eugénol. Par contre, le mélange DURELON™/vaseline est très difficile à maîtriser et génère des forces trop importantes lors du descellement. Le FREEGENOL™ peut-être employé dans l'optique d'un démontage dans un futur proche.

En terme de longévité du scellement, le ciment présentant une forte résistance à la traction a plus de chance de tenir longtemps. Cependant il est difficile d'évaluer la durée du scellement car beaucoup de paramètres rentrent en jeu : le vieillissement en milieu salivaire, les différentes sollicitations occlusales, le stress...

Pour un praticien, l'intérêt d'un nouveau type de ciment est aussi de varier la gamme de produits existants. De part sa différence et ses qualités propres, ce ciment à base de résine uréthane apporte un intérêt certain pour le scellement des prothèses implanto-portées.

# BIBLIOGRAPHIE

1. ALBREKTSSON T., ZARB G., WORTHINGTON P., REIKSSON A.R.  
The long-term efficacy of currently used dental implants. A review and proposed criteria of success.  
Int. J. Oral Maxillofac. Impl., 1986, 1 : 11-25.
2. ALLEMAND S.  
La mise en charge des implants : rôle de la prothèse provisoire dans le succès implantaire. 42f.  
Th. : Chir. Dent. : Marseille : 1996 ; 41.
3. APPLETON R.S., NUMMIKOSKI P.V., POGMO M.A. et al.  
Peri-implant bone changes in response to progressive osseous loading.  
Orlando : IADR Abstract, 1997.
4. ASSEMAT - TESSANDIER X., AMZALAG G.  
La décision en Implantologie.  
Paris : CdP, 1993. -134 p.- (Collection Guide Clinique)
5. ASSEMAT - TESSANDIER X., ASSEMAT - TESSANDIER M.  
La prothèse implanto-portée.  
Rev. Odontostomatol., 1996, 25(5) : 427-435.
6. AUPIED M.  
Prothèse fixée implanto-portée ou implanto-dento-portée. 119f.  
Th. : Chir. Dent.: Nantes : 1997 ; 54.
7. BASTIANI B.  
Les différents composants prothétiques en implantologie ostéo-intégrée. 61f.  
Th. : Chir. Dent.: Nice : 1991 ; 7018.
8. BERT M., MISSIKA P.  
Implantologie chirurgicale et prothétique.  
Vélizy : CdP, 1996 ; -322p.-
9. BERT M., MISSIKA P., BUSSAC G.  
Chirurgie implantaire.  
Vélizy : CdP, 1998. -83p.- (Collection Guide Clinique)

10.BINON P.P.

The role of screws in implant systems.

Int. J. Oral Maxillofac. Impl., 1994, 9(spec suppl) : 48-63.

11.BLOCK M.S., KENT J.N., GUERRA L.R.

Implants in Dentistry.

Philadelphia : W.B.B Saunders Company, 1997. -126-147-

12.BORALEVI S., NAHMIAS S., HADIDA A., MARGUERET E.

Guide de repérage scanner et guide chirurgical en implantologie.

Cah. Prothese Implant, 1993, Mai (Hors série 2) : 7-20.

13.BRÅNEMARK P.I.

Osseointegrated implants the treatment of the edentulous jaw experience from a 10-year period.

Stockholm : Almquist and Wesell Internat, 1977.

14.BRÅNEMARK P.I., ZARB G.A., ALBREKTSSON T.

Tissue-Integrated Prostheses.

Chicago : Quintessence, 1985.

15.BRÅNEMARK P.I., ZARB G.A., ALBREKTSSON T.

Prothèses ostéo-intégrées.

Paris : CdP, 1988 ; -11-13.-

16.BROGLIO C.

Le scellement en prothèse fixée : Analyse physico-chimique et étude expérimentale. Comparaison de deux familles de ciments. 120f.

Th. : Chir. Dent. : Nancy : 1994 ; 49.

17.COLLE L.

Etude expérimentale des ciments de scellement en prothèse conjointe. 78f.

Th. : Chir. Dent. : Reims : 1988 ; 11.

18.CRETIN L.

De l'intérêt du choix des biomatériaux en prothèse conjointe implanto-portée. 202f.

Th. : Chir. Dent. : Strasbourg : 1996 ; 5.

19.DAVARPANAH M., MARTINEZ H.

Manuel d'implantologie clinique.

Rueil-Malmaison : CdP, 1999. - 338 p.

20.DEMICHEL P.

Etude des paramètres théoriques du scellement en prothèse conjointe.  
Application clinique au scellement provisoire. 150f.

Th. : Chir. Dent. : Paris Garancière : 1997 ; 30.

21.DUPUY J.D.

Consultation préalable en implantologie : les éléments de décision et de choix  
de la thérapeutique implantaire. 139f.

Th. : Chir. Dent.: Bordeaux : 1994 ;

22.EL EBRASHI M.K., CRAIG R.G., PEYTON F.A.

Experimental stress analysis of dental restorations. Part IV : The concept of  
parallelism of axial walls.

J. Prosthet. Dent., 1969, 22(3) : 346-353.

23.ENGELMAN M. J.

Décision clinique et plans de traitement en ostéointégration.

Paris : Quintessence International, 1998. - 219 p.-

24.FELTON D.A., KANOY B.E., WHITE J.T.

The effect of surface roughness of crown preparations on retention of cemented  
castings.

J. Prosthet. Dent., 1987, 58:292-296.

25.GILBOE D.B., TETERUCK W.R.

Fundamentals of extracoronary tooth preparation. Part 1 : Retention and  
resistance form.

J. Prosthet. Dent., 1974, 32(6) : 651-656.

26.HASSOUN J.

Intégration de l'implantologie au plan de traitement de prothèse fixée. 106f.

Th. : Chir. Dent. : Paris 7 : 1998 ; 44.

27.HEGO J.

Contribution à l'étude biomécanique de l'adhérence des ciments de scellement. -  
375 f.

Th. : 3<sup>ème</sup> cycle : Sc. Odontol. : Lille : 1972 ; 3.

28.HERBERT T., SHILLINGBURG H.T.

Bases fondamentales en prothèse fixée.

Vélizy : CdP, 1998. - 572 p.

29. JEMT T. et al.  
Osseointegrated implants for single tooth replacement : a 1-year report from a multicenter prospective study.  
Int J Oral Maxillofac. Impl., 1991, 6 : 29-35.
30. JEMT T., LINDEN B., LEKHOLM U.  
Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prosthesis supported by BRÄNEMARK implants : from prosthesis treatment to first annual checkup.  
Int. J. Oral Maxillofac. Impl., 1992, 7(1) : 40-44.
31. JORGENSEN K.D.  
The relationship between retention and convergence angles in cemented veneer crowns.  
Acta. Odontol. Scand., 1955, 13:35-40.
32. JUNTAVEE N., MILLSTEIN P.L.  
Effect of surface roughness cement space on crown retention.  
J. Prosthet. Dent., 1992, 68 : 482-486.
33. KALLUS T., BESSING C.  
Loose gold screws frequently occur in full arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years.  
Int. J. Oral Maxillofac. Impl., 1996, 9 : 169-178.
34. KAUFMAN E.G., COELHO D.H., COLLIN L.  
Factors influencing the retention of cemented gold castings.  
J. Prosthet. Dent., 1961, 11 : 487-498.
35. KHAYAT P., MISSIKA P., HOCKERS T.  
Panorama des options prothétiques en implantologie ostéo-intégrée.  
Cah. Prohtèse, 1990, Déc., 72 : 15-24.
36. LAYANI P.  
Scellement et collage en prothèse fixée. Concepts actuels. 83f.  
Th. : Chir. Dent. : Aix 2 : 1997 ; 30.
37. LOREY R.E., MYERS G.E.  
The retentive qualities of bridge retainers.  
J. Am. Dent. Assoc., 1968, 76 : 568-572.



38.LUTHY H ., LOFFEL O ., MARINELLO C., SCHARER P.  
Comportement en traction d'assemblages métalliques scellés.  
J. Biomat. Dent., 1987, 93 : 127-133.

39.MANIA B.  
Titane et biocompatibilité. 111f.  
Th. : Chir. Dent. : Nancy : 1999 ; 34-99

40.MANN A.  
Respect des impératifs de la prothèse fixée dento-portée ou prothèse implanto-portée. Etude des possibilités prothétiques des cinq systèmes implantaires. 210f.  
Th. : Chir. Dent. : Paris 7: 1997 ; 39

41.MERCIER J.P., MARECHAL E.  
Chimie des polymères : synthèses, réactions, dégradations.  
Lausanne : Presses Polytechniques et Universitaires Romandes, 1993.- 448 p.-  
(traité des matériaux ; 13)

42.MICHELLAND A.  
Analyse critique des données bibliographiques au sujet de la biomécanique des piliers de prothèse fixée dentaire ou implantaire. 141 f.  
Th. : Chir. Dent. : Nantes : 1998 ; 2400

43.MISCH C.E.  
Principles for cement retained fixed implant prosthodontics in contemporary implant dentistry.  
St Louis : Mosby, 1993. -651-668.-

44.MISCH C.E.  
Mise en charge progressive des implants.  
Implantologie, 1994, (14/15) : 19-24.

45.MISCH C.E.  
Screw-retained versus cement-retained implant supported prostheses.  
Pract. Perio. Aesth. Dent., 1995, 7(9) : 15-18.

46.MISCH C.E.  
Implant Dentistry - 2<sup>ème</sup> édition  
Saint Louis : Mosby, 1999. -549-571.-

47.MISSIKA, P., KHAYAT P.  
Etude esthétique pré-implantaire.  
Cah. Prothèse, 1990, 71 : 107-121.

- 48.MORA F., POKOÏK P., GOFFEAUX J.C.  
Le plan de traitement paro-implanto-prothétique.  
Rev. Odontostomatol., 1996, 25(5) : 383-392.
- 49.NOE F.  
Etude comparée de deux matériaux de réplique de prothèse fixée : la plâtre et les polyuréthannes. 186 f.  
Th. : Chir. Dent. : Nancy : 1998 ; 35
- 50.O'BRIEN W. J., PhD.  
Dental Materials and their selection - 2<sup>nd</sup> edition.  
Chicago : Quintessence Publishing Co, Inc, 1997. -151-174.-
- 51.OGOLNIK R., PICARD B.  
Les ciments de scellement. Etude comparative.  
J. Biomat. Dent., 1986, 02 : 153-163.
- 52.O'ROARK W.L.  
Improving implant survival rates by using a new method of at risk analysis.  
Int. J. Oral Maxillofac. Impl., 1991, 8 : 31-57.
- 53.PEREL M.L.  
Prothèse implantaire et guide chirurgical.  
Cah. Prothèse, 1995, Sept., 91 : 22-32.
- 54.POTTS R.G., SHILLINBURG H.T., DUNCANSON M.G.  
Retention and resistance of preparations for cast restorations.  
J. Prosthet. Dent., 1980, 43(3) : 303-308.
- 55.QUIRYNEN M., BOLLEN C.M.L., EYSSEN H. et al.  
Microbial penetration along the implant components of the BRÅNEMARK system, an in vitro study.  
Clin. Oral Implant Res., 1994, 5 : 239-244.
- 56.RENOUARD F.  
L'examen clinique pré-implantaire.  
Rev. Odontostomatol., 1996, 25(5) : 345-357.
- 57.RENOUARD F., RANGERT B.  
Facteurs de risque et traitement implantaire (Evaluation clinique et approche rationnelle)  
Paris : Quintessence International, 1999. -143-166.-

58.ROSENTIEL E.

The retention of inlays and crowns as a function of geometrical form.  
Br. Dent. J.,1957, 103 : 388-394.

59.SHILLINBURG H.T., HOBOS S., WHITSET L.D. et al.

Fundamentals of fixed prosthodontics, 3ème édition.  
Chicago : Quintessence, 1997. -132-133.-

60.SKINNER E.W., PHILIPS R.W.

Science des matériaux dentaires. 6<sup>ème</sup> édition.  
Paris : J. Prélât, 1971. - 683 p.

61.STIMES R.

L'énergie de surface des adhésifs.  
Mater. et Tech., 1980, 3 : 187-191.



62.SWARTZ M.L., PHILIPS R.W.

A method of measuring the adhesive characteristics of dental cements.  
J. Am. Dent. Assoc., 1955, 50 : 172-177.

63.VECHE L.

Etude comparative de la résistance à la traction des films de ciments de scellement en fonction de leur épaisseur. Comparaison de deux familles : les phosphates de zinc et les verres ionomères. 190f.  
Th. : Chir. Dent. : Nancy : 1997 ; 41.

64.WOOSLEY G.D., MATICH J.A.

The effect of axial grooves on the resistance form of cast retention.  
J. Am. Dent. Assoc.,1978, 97 : 978-980.

65.WORLEY J.L., MAMM R.C., VON FRAUN HOFER J.A.

Effect of cement on crown retention.  
J. Prosthet. Dent., 1982, 48 : 289-291.

66.ZARB G.A., SCHMITT A.

The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants : The Toronto study. Part 1 : Surgical results.  
J. Prosth. Dent., 1990, 64 : 53-61.

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Jury : Président : J.P. LOUIS – Professeur des Universités  
Juges M. PANIGHI – Professeur des Universités  
L. BABEL – Maître de Conférences des Universités  
J. LIBERMAN – Assistant Hospitalier Universitaire

THESE POUR OBTENIR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE


présentée par: Monsieur GOMAS Lionel

né (e) à: NANCY (Meurthe-et-Moselle)

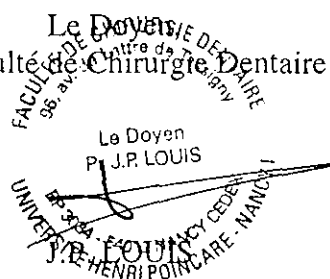
le 26 juin 1973

et ayant pour titre : «Intérêt d'un ciment résine uréthane dans le scellement des prothèses implanto-portées.»

Le Président du jury,

  
J.P. LOUIS


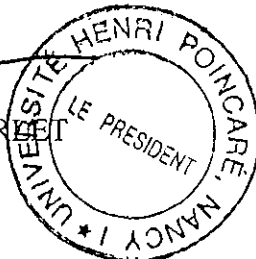
Le Doyen  
de la Faculté de Chirurgie Dentaire



Autorise à soutenir et imprimer la thèse

NANCY, le 26 juin 2000

40825 Le Président de l'Université Henri Poincaré, Nancy-1

  
Cl. BURDET  




GOMAS (Lionel) – Intérêt d'un ciment résine uréthane dans le scellement des prothèses implanto-portées. Par Lionel GOMAS  
NANCY 2000 : 89f.

Th : Chirurgie. Dent. : Nancy : 2000

Mots clés : - Prothèse  
- Implant  
- Ciments  
- Scellement

GOMAS (Lionel) – Intérêt d'un ciment résine uréthane dans le scellement des prothèses implanto-portées. Par Lionel GOMAS

Th : Chirurgie. Dent. : Nancy : 2000

En prothèse fixée implanto-portée, le scellement est un moyen pour fixer les restaurations sur la suprastructure de l'implant. Les ciments utilisés pour le scellement définitif des prothèses dento-portées, présentent des risques importants pour l'ostéointégration. En effet ils ne permettent pas le démontage de la prothèse sans risquer d'altérer la liaison os-implant.

Un nouveau type de ciment à base de résine uréthane a été élaboré spécifiquement pour la prothèse sur implant. Notre travail consiste à tester expérimentalement sa résistance à la traction pour la comparer à celle des ciments habituellement utilisés.

JURY : Président	M. J.-P. LOUIS,	Professeur des Universités
Juge	M. M. PANIGHI,	Professeur des Universités
Juge	M. L. BABEL,	Maître de conférence
Juge	<u>M. J. LIBERMAN</u> ,	Assistant Hospitalier Universitaire

Adresse de l'auteur :	Lionel GOMAS
	11, rue des Mèlèzes
	54425 PULNOY