



## 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>

---

**UNIVERSITE DE LORRAINE**

**Ecole Doctorale EMMA**

**Laboratoire LEMTA UMR 7563**

**Mémoire de thèse de doctorat**

**Analyse de la tenue mécanique d'une prothèse dentaire transvissée sur  
quatre implants : approches expérimentale et numérique**

**M. Louis-Marc FAVOT**

**Thèse soutenue le 21 novembre 2016**

**Jury :**

**Rapporteurs :**

**Tien Tuan DAO**

**IR-CNRS HDR, Université de Compiègne**

**Halim HADDADI**

**PR, ENSAM Châlons-en-Champagne**

**Examineurs :**

**Sofiane GUESSASMA**

**CR-INRA, Nantes**

**Marie-Christine Ho BA THO**

**PR, Université de Technologie de Compiègne**

**Directeurs de thèse :**

**Valérie BERRY-KROMER**

**MCF HDR, Université de Lorraine**

**Mohamed HABOUSSI**

**PR, Université Paris 13**





---

## **REMERCIEMENTS**

A Monsieur l'Ingénieur de Recherche Tien Tuan DAO, CNRS HDR, Université de Compiègne

*Que nous remercions d'avoir accepté de juger ce travail. Qu'il trouve, ici, l'expression de nos sincères remerciements.*

A Monsieur le Professeur Halim HADDADI, ENSAM Châlons-en-Champagne

*Qui nous fait l'honneur de juger notre travail. Nous lui témoignons notre sincère reconnaissance.*

A Monsieur le Chargé de Recherches Sofiane GUESSASMA, INRA, Nantes

*Que nous remercions d'avoir accepté de participer à ce jury. Qu'il trouve, ici, le témoignage de notre reconnaissance sincère.*

A Madame le Professeur Marie-Christine Ho BA THO, Université de Technologie de Compiègne

*Qui nous fait l'honneur et la gentillesse de participer à ce jury de thèse. Qu'elle trouve, ici, l'expression de nos vifs remerciements.*

A Madame le Maître de Conférence Valérie BERRY-KROMER, HDR, Université de Lorraine

*Que nous remercions pour nous avoir supporté pendant ces années. Votre passion et votre compétence dans le domaine de la Biomécanique sont pour nous un exemple. Votre dimension humaine, votre humour et votre compréhension rapide de l'odontologie ont été une richesse, pour nous, lors de ce travail. Soyez assurée de notre profonde et sincère amitié.*

A Monsieur le Professeur Mohamed HABOUSSI, Université Paris 13

*Que nous remercions d'avoir accepté de diriger ce travail. Vos compétences, votre rigueur ainsi que votre disponibilité n'ont cessé de forcer notre admiration. Soyez assuré de notre profonde et sincère amitié.*

---



---

# SOMMAIRE

## Glossaire

## Introduction générale

<b>Chapitre I</b>	<b>Contexte de l'étude</b>	I-1
1.1.	L'implantologie et les systèmes de bridges transvissés sur implants	I-3
1.2.	Epidémiologie des échecs des systèmes de bridge de type « All-on-Four »	I-5
1.3.	Objectifs de l'étude	I-7
1.4.	Organisation de l'étude	I-7
1.5.	Bibliographie du chapitre 1	I-9
<b>Chapitre II</b>	<b>Développement du capteur occlusal</b>	II-1
2.1.	Introduction	II-3
2.2.	Etat de l'art	II-3
2.3.	Matériel et méthodes	II-12
2.3.1.	Description du dispositif	II-12
2.3.2.	Optimisation du capteur par la méthode des éléments finis	II-15
2.3.3.	Etalonnage du capteur sur une machine d'essai mécanique	II-15
2.3.4.	Evaluation clinique du capteur	II-16
2.4.	Résultats	II-16
2.4.1.	Optimisation du capteur par la méthode des éléments finis	II-16
2.4.2.	Etalonnage du capteur sur une machine d'essai mécanique	II-19
2.4.3.	Evaluation clinique du capteur	II-23
2.5.	Discussion	II-24
2.6.	Conclusion	II-25
2.7.	Bibliographie du chapitre 2	II-26

---

---

<b>Chapitre III</b>	<b>Etude mécanique numérique</b>	III-1
3.1.	Introduction	III-3
3.2.	Etat de l'art	III-4
3.3.	Développement du modèle par éléments finis	III-11
3.3.1.	Modèle CAO paramétré	III-11
3.3.2.	Maillage	III-16
3.3.3.	Matériaux	III-16
3.3.4.	Conditions de chargement	III-17
3.3.5.	Conditions aux limites	III-20
3.4.	Résultats	III-21
3.4.1.	Influence des paramètres matériaux	III-21
3.4.2.	Influence des paramètres géométriques	III-28
3.5.	Discussion	III-34
3.6.	Conclusion	III-41
3.7.	Bibliographie du chapitre 3	III-42
<b>Chapitre IV</b>	<b>Etude mécanique expérimentale</b>	IV-1
4.1.	Introduction	IV-3
4.2.	Etat de l'art	IV-3
4.3.	Développement d'un banc expérimental dédié	IV-13
4.3.1.	Principe de fonctionnement	IV-15
4.3.2.	Préparation des mandibules expérimentales	IV-17
4.3.3.	Installation des mandibules expérimentales	IV-21
4.4.	Essais sur barre seule	IV-22
4.4.1.	Essais expérimentaux sur barre seule	IV-22
4.4.2.	Essais numériques sur barre seule	IV-25
4.4.3.	Analyse comparative des résultats expérimentaux et numériques sur barre seule	IV-27
4.5.	Essais sur mandibule réhabilitée	IV-30
4.5.1.	Essais expérimentaux sur mandibule réhabilitée	IV-30
4.5.1.1.	Essais en rapprochement ou écartement	IV-30
4.5.1.2.	Essais en sollicitation incisive	IV-31
4.5.2.	Essais numériques sur mandibule réhabilitée	IV-32

---

---

4.5.2.1.	Essais en rapprochement ou écartement	IV-34
4.5.2.2.	Essais en sollicitation incisive	IV-35
4.5.3.	Analyse comparative des résultats expérimentaux et numériques sur mandibule réhabilitée	IV-37
4.5.3.1.	Mandibule réhabilitée en rapprochement ou écartement	IV-37
4.5.3.2.	Mandibule réhabilitée en sollicitation incisive	IV-38
4.6.	Discussion	IV-40
4.7.	Conclusion	IV-43
4.8.	Bibliographie du chapitre 4	IV-44

### **Conclusion générale et perspectives**

**Annexe 1**      **Caractérisation mécanique du PMMA**

**Annexe 2**      **Conception et développement du banc d'essai dentaire**

**Annexe 3**      **Procédure de corrélation des résultats expérimentaux et numériques**



## **GLOSSAIRE**

- **A.D.A** : American Dental Association.
- **All on Four** : Concept prothétique développé par P.Malo et Nobel Biocare consistant en une réhabilitation d'une arcade dentaire complète sur quatre implants.
- **Analogue implantaire** : Pièce identique à l'implant dans ses cotes internes pour être coulée dans le modèle prothétique.
- **A.T.M** : Articulation Temporo-Mandibulaire.
- **Branche horizontale mandibulaire** : Partie horizontale de la mandibule allant de l'angle goniale au menton.
- **Branche montante mandibulaire** : Partie verticale de la mandibule allant de l'angle goniale à l'articulation temporo-mandibulaire.
- **Bruxisme** : Mouvements répétés et inconscients de friction des dents entraînant une usure accélérée.
- **C.A.O** : Conception Assistée par Ordinateur.
- **Chipping** : Ecaillage de céramique.
- **Classification d'Angle** : La classification d'Angle (Edward Angle) définit la relation entre la denture inférieure avec la denture supérieure dans le sens antéropostérieur.
- **Classification de Lekholm et Zarb** : Classification de la densité osseuse des maxillaires allant de 1 (très corticalisé) à 4 (très spongieux).
- **Cone Beam** : Le Cone Beam ou tomographie volumique à faisceaux coniques est une nouvelle technique d'imagerie radiographique en plein développement qui présente des résultats de type scanner avec une irradiation moindre.
- **Dicom** : La norme DICOM "Digital Imaging and Communication in Medicine" est un document qui définit une méthode de communication pour les différents équipements d'imagerie médicale numérique. Cette norme est maintenant utilisée par la plupart des fabricants de matériel d'imagerie médicale.
- **Digastrique** : Ce muscle est composé de deux corps charnus, allongés, unis entre eux par un tendon intermédiaire. Il décrit une courbe à concavité supérieure et va du processus mastoïde à la mandibule.
- **D.V** : Dimension Verticale du dernier étage de la face.

- **E.M.G** : Electromyographie (enregistrement des courants électriques qui accompagnent l'activité musculaire).
- **Géno-hyoïdien** : C'est un muscle fusiforme, oblique en arrière, en bas et un peu en dehors, étendu de l'épine mentonnière inférieure de la mandibule à la face antérieure du corps de l'os hyoïde où il s'insère immédiatement au-dessus du muscle mylo-hyoïdien.
- **ICP** : Position d'intercuspidie maximale correspondant à la position dentaire présentant le plus grand nombre de contacts.
- **INC** : Position dentaire en bout à bout incisif.
- **I.R.M** : L'I.R.M (Imagerie par Résonance Magnétique) permet l'étude de certains tissus de l'organisme, en cherchant la fréquence, faisant entrer en résonance, les noyaux atomiques identiques (protons par exemple).
- **Lamina dura** : Corticale interne autour de la dent appelée lamina dura ou lame criblée, en raison des nombreux trous qui la percent pour laisser passer les fibres du desmodonte, les nerfs et les vaisseaux.
- **Ligament alvéolo-dentaire** : Ensemble de faisceaux ligamentaires et conjonctifs qui fixent la dent par son cément à l'alvéole osseuse.
- **Masséter** : Muscle pair des joues appartenant au groupe des muscles masticateurs, dont le rôle est d'élever la mâchoire inférieure.
- **O.I.M** : Occlusion d'Intercuspidie Maximale.
- **Os cortical** : Tissu osseux dense à la fois externe et interne appelé aussi lamina dura.
- **Os spongieux** : Partie médiane de l'os, caractérisée par sa structure semblable à celle d'une éponge, l'os spongieux se situe en dessous de la corticale de l'os compact.
- **Ostéo-intégration** : Jonction anatomique et fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié et la surface de l'implant mis en charge.
- **Parodonte** : Le parodonte est l'ensemble des tissus de soutien de la dent (paro : autour – odonte : dent). Il comprend : l'os alvéolaire du maxillaire ou de la mandibule , le ligament alvéolo-dentaire ou desmodonte, la gencive, le cément de la racine dentaire, ainsi que des éléments nerveux et sanguins .
- **P.M.M.A** : Polyméthacrylate de méthyle.
- **Ptérygoïdien Médial** : muscle semblable au masséter, symétrique à lui par rapport à la branche mandibulaire, il est de ce fait dénommé parfois « masséter interne ». Il va du processus ptérygoïde à la face médiale de l'angle mandibulaire.

- **Ptéryoïdien Latéral** : Muscle allongé horizontalement au-dessous de la base du crâne, large en avant où il vient du massif facial, et spécialement du processus ptérygoïde, étroit en arrière où il se termine sur le col du processus condyalaire de la mandibule.
- **RMOL** : Latéralité travaillante droite (Right Molar).
- **Rondelle de Belleville** : Rondelle légèrement conique en tôle emboutie, utilisée le plus souvent pour jouer le rôle d'un ressort de compression.
- **Stylo-hyoïdien** : Muscle qui s'étend de l'apophyse styloïde à la grande corne de l'hyoïde.
- **Temporal** : Muscle dont les fibres naissent de la fosse et de l'aponévrose temporales ; il s'attache à l'apophyse coronoïde de la mâchoire inférieure.
- **Transfert implantaire** : Pièce se fixant sur l'implant et servant au transfert du positionnement de cet implant dans les trois sens de l'espace au sein de l'empreinte prothétique.



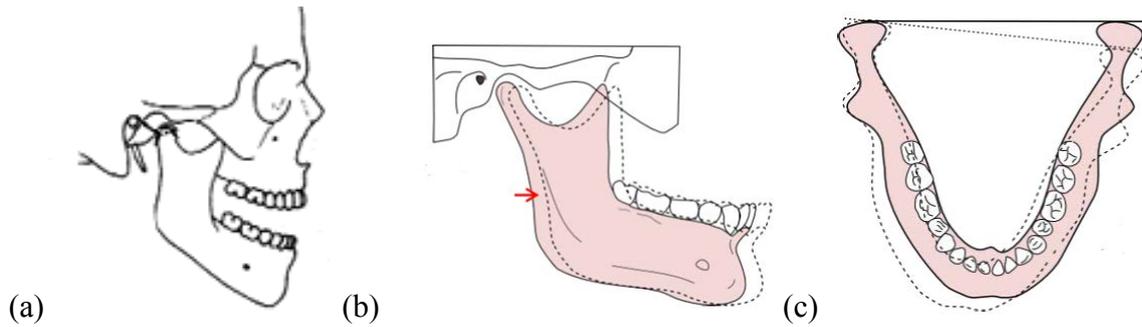
## **INTRODUCTION GENERALE**

La majorité des échecs prothétiques en implantologie dentaire sont d'origine biomécanique. Ce constat est valable pour les prothèses dento-portées mais aussi pour les prothèses implanto-portées. Ces reconstructions se situent au sein de l'appareil manducateur qui comprend trois systèmes:

- le système dentaire qui définit l'occlusion,
- le système ostéo-articulaire composé du maxillaire, de la mandibule et de l'articulation temporo-mandibulaire
- le système neuro-musculaire avec l'ensemble des muscles masticateurs (masseter, temporal, pterygoïdien médial et latéral, genio-hyoïdien, mylo-hyoïdien, stylo- hyoïdien et digastrique) et le système nerveux de contrôle et de coordination.

Cet appareil participe à de nombreuses fonctions, telles la mastication, la phonation, la déglutition et la ventilation. Il est aussi le siège de nombreuses para-fonctions comme le bruxisme, l'onychophagie... Le seul os mobile de la face est la mandibule et sa cinématique est complexe. L'homme est un omnivore et, à ce titre, le mouvement de sa mandibule doit pouvoir s'exercer dans les trois sens de l'espace pour pouvoir inciser, déchirer et broyer. L'ensemble de ces mouvements s'inscrit dans l'enveloppe dite de Posselt. Ces mouvements commencent et se terminent toujours à la posture de repos mandibulaire. Une position dento-dentaire lui est associée : c'est l' O.I.M ou Occlusion d'Intercuspidie Maximale. La mandibule peut effectuer trois types de mouvements principaux (figure 1) :

- les mouvements verticaux c'est-à-dire d'ouverture et de fermeture,
- les mouvements sagittaux qui correspondent à la propulsion (déplacement en avant de la mandibule) ou la rétroclusion (ou rétrusion) (recul de la mandibule),
- les mouvements horizontaux, appelés mouvements de diduction, ou latéroclusions, ou latérotrusions, du côté travaillant ou non travaillant.



*Figure 1: Les principaux mouvements de la mandibule.  
 (a) Mouvement vertical d'ouverture (ou fermeture) – (b) Mouvement sagittal de propulsion (ou rétrusion) – (c) Mouvement horizontal de diduction.*

Face aux forces développées lors de la mastication, les dents présentent différents stades d'amortissement pour éviter une usure trop rapide de ses tissus:

- Stade 1 : les tissus de la couronne dentaire permettent d'amortir les forces et de diluer les contraintes par un système de type sandwich : à la surface un tissu résistant mais cassant qui est l'émail soutenu par la dentine qui un tissu résiliant et amortisseur.
- Stade 2 : les contraintes mécaniques se propagent alors le long de la racine pour arriver au niveau du ligament. Ce ligament relie le cément à l'os et joue le rôle d'un amortisseur élastique. Cet amortisseur est doublé d'un autre, de type hydraulique qui est le passage de sang à travers la lamina dura alvéolaire vers l'espace ligamentaire. Cet espace se gorge et se vide de sang en fonction des forces exercées.
- Stade 3 : La présence de mécano-récepteurs parodontaux qui permettent de couper l'action des muscles agonistes et de déclencher les antagonistes. Ce système permet aux dents de ne se toucher en moyenne que 15 à 20 minutes par jour.

Pour les implants dentaires, aucun de ces systèmes n'est présent et le patient ne peut contrôler sa mastication que grâce au baro-récepteurs osseux, ce qui implique un serrage près de dix fois supérieur par rapport à une arcade dentée naturellement. Une dent naturelle, grâce à son ligament, peut s'enfoncer de 28  $\mu\text{m}$  et a une mobilité physiologique transversale allant de 56  $\mu\text{m}$  à 108  $\mu\text{m}$ ; l'implant, de son côté, possède une mobilité de 5  $\mu\text{m}$  en axial et d'un maximum de 25  $\mu\text{m}$  en transversal.

Les prothèses dentaires peuvent être supportées soit par des dents naturelles ou soit par des implants. Ces prothèses sont soumises à des efforts mécaniques (forces et moments). La

pérennité des reconstructions prothétiques de grande ou faible étendues va dépendre alors de plusieurs facteurs:

- de la mastication et de sa nature, c'est-à-dire de la fréquence masticatoire, des mouvements mandibulaires et des forces occlusales exercées,
- du type de prothèse, du nombre de supports, de son design,
- des propriétés biomécaniques des matériaux prothétiques, implantaires mais aussi des dents
- de l'os et de la déformation de la mandibule et du maxillaire lors des cycles masticatoires.

De plus, la mandibule est le seul os mobile de la face et l'ensemble de son corps est soumis à des contraintes lors de la mastication. Les insertions musculaires entraînent une déformation du corps mandibulaire qui s'exprime dans les trois directions spatiales. Les principales déformations sont (Figure 2) :

- la translation du corps
- la rotation du corps
- la rotation dorso-ventrale.

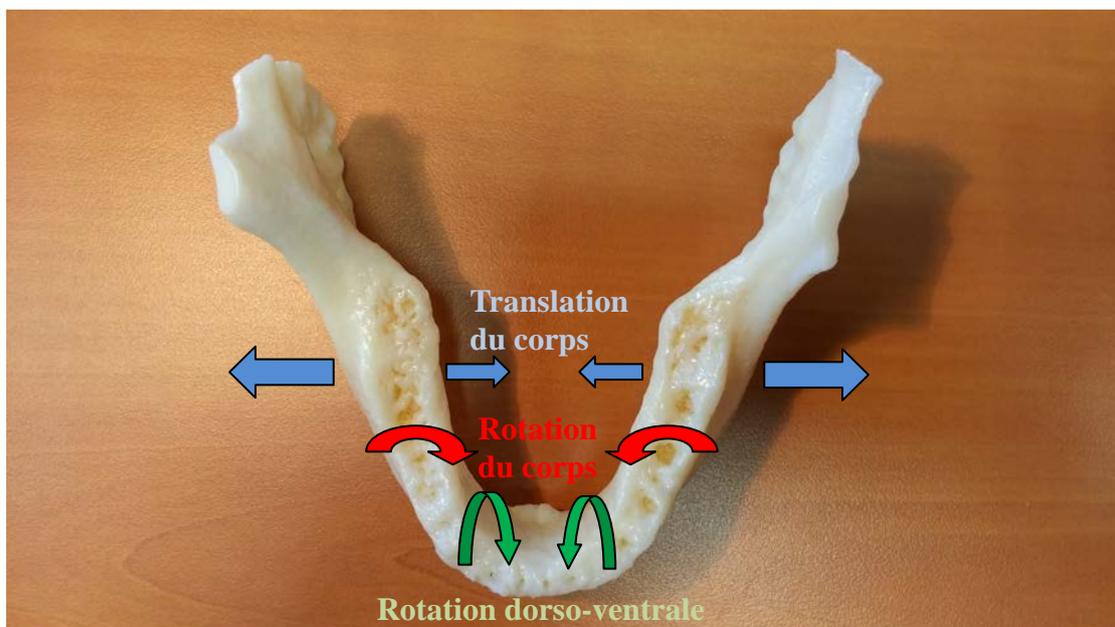


Figure 2: Les principales déformations de la mandibule.

Le défi prothétique est donc un véritable défi mécanique, la prothèse doit pouvoir résister à des forces axiales allant de 100 N à 2440 N (cette valeur maximale est vraiment extrême, mais a été rapportée dans la littérature), mais aussi à des forces de cisaillement dues au caractère omnivore de l'homme, tout en ne bridant pas les mouvements naturels de la mandibule. Le réflexe du mécanicien serait de surdimensionner l'élément prothétique, cependant la réalité clinique ne le permet pas : la dimension verticale varie entre chaque patient, sa force musculaire aussi et la cinématique de son corps mandibulaire tout autant.

Le but de la dentisterie est de pouvoir apporter un traitement fiable et pérenne à l'édentation. Dans cette perspective, il faut pouvoir quantifier scientifiquement les forces de serrages du patient et voir si elles dépassent la valeur moyenne de 120-150 N. La dimension verticale et donc l'espace disponible est simple à appréhender cliniquement. Ce qui l'est moins, c'est la flexion mandibulaire qui est un paramètre bien trop oublié. Son observation est liée à la quantification des forces appliquées, à l'épaisseur de la corticale visible radiologiquement. Le biomimétisme est une des règles fondamentales de la dentisterie moderne, tant au niveau des résines composites possédant un module de Young proche de la dentine que pour les prothèses dentaires avec une céramique proche de l'émail. L'ensemble est souvent collé pour obtenir un élément cohésif et redonner une véritable deuxième vie à une dent fortement abimée avec de grandes pertes tissulaires.

A notre sens, le chirurgien-dentiste doit devenir un véritable prescripteur du matériau et du design prothétique pour respecter au mieux la nature et son contexte mécanique.

C'est dans cet objectif que nous nous sommes intéressés à l'analyse de la tenue mécanique d'un type particulier de prothèse dentaire, la prothèse transvissée sur quatre implants, destinée au traitement des patients totalement édentés. Communément appelée « All-on-Four », cette prothèse, reposant sur un principe séduisant alliant à la fois des considérations esthétiques, économiques et médicales, montre toutefois de nombreux cas de défaillances précoces, allant de problèmes de rupture de la prothèse à des descellements d'implants. Près de 70% des articles publiés sur les échecs de ce type de thérapie, sont écrits par les créateurs et les développeurs de cette méthode. Cette solution thérapeutique est une solution supplémentaire dans le traitement des patients édentés mais il est nécessaire de tenter de mieux connaître ses indications et sa pérennité. Une étude objective semble nécessaire, c'est le propos de ce

travail de thèse. La première partie s'attache à restituer le contexte de ce type de prothèse implanto-portée et d'en connaître les défauts. L'occlusion est la clé de voute des prothèses dentaires et le respect de la physiologie du patient et des forces exercées sont des paramètres incontournables. Dans un deuxième temps, l'élaboration d'un capteur occlusal quantifiant les forces fournies par le patient est un moyen de personnaliser le design de la prothèse et de détecter les patients à risques. Ce capteur doit être facile d'utilisation et peu onéreux pour devenir un outil commun des cabinets dentaires. La troisième partie s'attache à l'étude proprement dite de ce type de bridge transvissé sur quatre implants. Cette étude, est de prime abord, numérique. A partir d'un fichier dicom de scanner, une mandibule est numérisée puis équipée. Les résultats obtenus grâce au logiciel Abaqus permettent de comparer l'influence de différents facteurs (design de la prothèse, matériaux prothétiques, qualité de l'os mandibulaire) par rapport à une mandibule édentée et non reconstruite. Les phases masticatoires sont reproduites et l'influence de la cinématique du corps mandibulaire est étudiée. Pour conforter les résultats de cette étude numérique, la création d'un banc dentaire innovant est montrée dans une dernière phase de ce travail. Le but est de créer une machine reproduisant au mieux la mastication et qui peut accueillir une mandibule usinée directement depuis le fichier scanner. Cette mandibule en polyméthacrylate de méthyle est alors équipée comme celle étudiée sous Abaqus.



## CHAPITRE I – CONTEXTE DE L'ETUDE

1.1. L'implantologie et les systèmes de bridges transvissés sur implants	I-3
1.2. Epidémiologie des échecs des systèmes de bridge de type « All-on-Four »	I-5
1.3. Objectifs de l'étude	I-7
1.4. Organisation de l'étude	I-7
1.5. Bibliographie du chapitre 1	I-9



### **1.1. L'implantologie et les systèmes de bridges transvissés sur implants**

La proportion des édentés totaux en Europe pour les 65-74 ans varie de 12,8 % (Italie) à 69,6 % (Islande) et 16,3 % en France [1]. Depuis la conférence de Montréal en 2002, 22 spécialistes mondiaux ont confirmé l'inadaptation des prothèses amovibles totales pour soigner ces patients [2].

L'implantologie est une solution thérapeutique face à une édentation unique ou multiple. Elle se compose de deux phases : une chirurgicale et une autre prothétique. La terminologie regroupe en fait l'implant lui même et la reconstruction prothétique. Ce traitement doit s'intégrer au sein de l'appareil manducateur, une entité complexe formée d'un système dentaire, ostéo-articulaire et neuromusculaire [3].

L'implantologie intra-osseuse s'est développée en dentisterie grâce aux travaux sur l'ostéo-intégration du titane menés par Brånemark P.I [4] et Schroeder A [5]. L'implant est en fait une fausse racine en alliage titane ou en zircone-ytriée de forme cylindrique ou cylindro-conique. Sa mise en place se fait au sein de l'os spongieux et cortical. L'implant est fileté ou micro-fileté pour permettre sa bonne stabilité et donc sa bonne ostéo-intégration. Le positionnement se fait par le passage successif de forets au niveau du tissu osseux après un examen radiographique 3D de style scanner ou cone beam. L'implant est alors directement au contact de l'os, non pas comme une dent qui est articulée avec l'os sous forme de synarthrose grâce au ligament alvéolo-dentaire. Ce ligament est un amortisseur par ses fonctions élastiques dues à l'élastine mais aussi par ses fonctions hydrauliques en se remplissant ou se vidant de sang [6][7].

L'implantologie, dans le début des années 1980 contribue essentiellement à la réhabilitation des édentés totaux. Cette solution thérapeutique face à la perte d'une dent permet, présentement, de réhabiliter une ou plusieurs dents. L'objectif n'est plus l'ostéo-intégration seule mais aussi une esthétique. Le patient désire une dent la plus proche possible de l'originelle. L'implantologie a pu étendre ses indications grâce au développement des procédures d'augmentation du volume osseux, de soulèvements de sinus ou de corrections de défauts osseux. Ces progrès dans la chirurgie s'accompagnent de progrès dans le design de l'implant, dans le traitement de sa surface et dans la conception des connexions avec la partie prothétique.

La partie prothétique supra-implantaire regroupe un grand nombre de solutions. Ces prothèses peuvent être vissées sur le ou les implants, scellées, amovibles ou inamovibles. Ces réhabilitations peuvent donc intéresser soit une dent ou un maxillaire complet. Ces prothèses sont reliées aux implants intra-osseux grâce à des connexions de types divers, au début avec des hexagones externes et à présent avec des connexions internes de type cone morse avec indexations anti-rotationnelles.

L'implantologie, pour l'édenté total, est le traitement indiqué sauf contre-indications médicales ou techniques. Le choix peut alors se faire entre un traitement global implantaire avec 8 à 10 implants supportant un bridge complet, ou un traitement global sur 4 implants sur lesquels sera transvissée une barre réhabilitant 12 dents.

Les reconstructions implantaires totales sont souvent des chirurgies lourdes associées à des greffes osseuses (auto-greffes ou hétéro-greffes) et à des soulèvements de sinus par voie crestale du type Summers ou par voie latérale de type Caldwell-Luc. En plus d'une chirurgie invasive, le coût reste important. Un nouveau traitement, le bridge transvissé sur quatre implants est alors proposé.

Ce système de bridge transvissé sur pilotis (figure 1.1) est moins invasif et moins onéreux. Son concept a été inventé et développé par le Dr. Paulo Maló [8][9] à Lisbonne en partenariat avec l'entreprise suédoise Nobel-Biocare.



*Figure 1.1 : Bridge "All-On-Four"*

Ce type de reconstruction s'est rapidement développé dans un pays où seules les extractions étaient prises en charge par les assurances. Un grand nombre de patients ont été édentés et

connaissent donc les difficultés du handicap qui est l'édentation et la difficulté du port de prothèses complètes à la mandibule essentiellement. Ce type de reconstruction prothétique faiblement invasif et au coût plus réduit est développé par la société Nobel Biocare. Ce concept s'est alors vite développé sans recul clinique indispensable.

## **1.2. Epidémiologie des échecs des systèmes de bridge de type « All-on-Four »**

Plusieurs cas de défaillance précoce (ruptures de la barre prothétique, en particulier) ont été dénombrés et montrent la nécessité d'optimiser le concept [10][11][12].

La solution stabilisatrice sur deux implants est la moins favorable. Pour ces bridges de type « all on four », une étude [13] sur 18 mois et 47 patients relate 3 fractures de prothèses transitoires en résine acrylique à armature métallique dans les 6 premiers mois mais aucune pour les définitives dans les 12 mois après. Les fractures de résine acrylique des prothèses transitoires immédiates, pour ce type de reconstitution, restent de l'ordre de 15 % à la mandibule et de 16,4 % au maxillaire [12] et voire même 30 % [9] avec des pertes ou des fractures associées de vis. Mais à 3 ans, sur des prothèses armées en Zirconie yttrée ce taux de chipping est de 34 % [14]. Si aucune barre n'a cédé et si les patients ne sont pas ou peu dérangés par ces problèmes, le point le plus important est que ces chips sont de type cohésif dans près de 75 % des cas. Cela signifie que ce n'est pas l'interface céramique feldspathique et céramique polycristalline qui est en cause mais bien des contraintes internes au sein des matériaux. A 5 ans sur des réhabilitations sur 4 implants ou plus, l'incidence des complications mécaniques est de l'ordre de 0,03 [15] avec dans ces cas des fractures prothétiques, de céramique de piliers ou de vis. Les patients souffrant de bruxomanie sont notés à risque [9][15]. La force appliquée et sa durée sont donc des éléments importants dans l'indication du type de prothèse. Le matériau et le design de l'armature ont aussi une influence. Koriath TW, dès 1999, note que la barre doit avoir de préférence une section en forme de I et note aussi que la raideur des matériaux influence son comportement lors d'une étude réalisée en serrage bilatéral postérieur [16]. Une autre étude clinique note des taux de succès à 5 ans de 94,9 % pour des armatures or et de 98,3 % [17] pour des armatures titane avec une seule fracture qui est pour le groupe titane alors que le groupe or présente plusieurs fractures de la résine acrylique qui recouvre la barre. La ductilité de l'or explique ce phénomène. Mais de quels types sont les problèmes pour les prothèses fixées partielles implantaires. Leur taux de succès

est de 95 % à 5 ans et de 86,7 % à 10 ans avec une incidence cumulée de l'ordre de 0,4 % pour les problèmes liés aux implants, de 7,3 % pour les vis et de 14 % pour la prothèse (armature et cosmétiques réunis) [18]. Si l'échec implantaire semble faible voire négligeable, par contre au niveau prothétique et connexion, le taux est plus important et entraîne une maintenance et un coût pour les patients et les praticiens. Cette idée est confirmée par une étude qui montre 33,3 % de chipping à 5 ans et 66,6 % [19] à 10 ans. Si la plupart de ces échecs peuvent être facilement réparés, l'entretien de ce type de prothèse doit être envisagé dès le début du traitement avec le patient. Les caractéristiques géométriques et matériels influence ces résultats mais dans quel ordre ? En 2015, une nouvelle étude de Paulo Malo [19] est faite sur le taux de succès des réhabilitations all-on four à la mandibule. Le taux de succès est de 95,4 % pour les implants et de 99,7 % pour la prothèse. Un seul cas d'échec prothétique est enregistré car le patient a perdu ses 4 implants. Les 14 autres implants perdus, pour ce groupe de 324 personnes, sont répartis sur 13 patients mais l'auteur considère que ce la reste un succès. De plus sur ces 324 patients, 81 sont porteurs de prothèse amovible complète en antagoniste. Ces patients ne présentent aucun risque mécanique et on peut se demander quelle est leur légitimité dans cette étude. De plus, la perte osseuse n'est effective que si elle dépasse 2,8 mm ce qui pour des implants de 8 mm ou 10 mm (posés chez ces patients) représente entre 35 % et 28 % de perte osseuse. Peut-on, être juge et partie et que valent ces résultats ? Peut-on affirmer que 30 % de perte osseuse reste sans importance ? Patzelt [20] et son équipe propose une revue systématique de la littérature sur ce type de réhabilitation. Cette équipe a étudié 13 articles et ils remarquent que 69 % des ces articles dépendent de l'équipe de Paulo Malo et deux sont même publiés sous influence du constructeur. Aucun des articles utilisent des essais cliniques aléatoires (RCT : randomized controlled trial). Ces articles étudient les patients sur une moyenne de 36 mois et les échecs retranscrits concernent : la perte d'implants, la perte ou la fracture de vis, la fracture de la résine cosmétique et de rares cas de fracture de barres. Aucune explication n'est donnée pour les pertes des implants et aucune mesure fiable n'est réalisée pour la perte osseuse et surtout, aucun examen clinique n'est fait pour évaluer les péri-implantites. Les articles soulignent tous que les échecs se passent dans les 12 premiers mois. Le taux d'échec prothétique est de l'ordre de 1,5 % sachant que la prothèse est toujours en succès avec deux implants. Les auteurs, se demandent quel est alors le devenir de ces prothèses avec un ou deux implants de moins ? La conférence de 2012 [21] portant sur les consensus implantaires montre qu'en dessous de 4 implants, une prothèse implanto portée n'est pas viable.

### **1.3. Objectifs de l'étude**

Les échecs des systèmes de bridge « All-on-Four » sont donc de type mécanique et il est important de les prévenir en identifiant les patients à risque et en proposant pour chaque patient une solution prothétique pérenne. En effet, les solutions thérapeutiques actuelles sont généralistes et ne tiennent pas compte de plusieurs données mécaniques pourtant essentielles que sont :

- le niveau des forces occlusales développées par le patient. La quantification de la force masticatoire est essentielle pour le choix de la prothèse : l'acquisition de cette information doit devenir un geste simple grâce à un appareillage facile d'utilisation.

- la déformation de la mandibule, dont le bridage par une prothèse trop rigide peut modifier considérablement l'environnement de l'interface os/implants et induire à terme un descellement des implants. Il importe donc d'optimiser le choix des matériaux et du design de la prothèse, non seulement en fonction des forces exercées et mesurées mais aussi en tenant compte de la flexibilité de l'os mandibulaire soumis aux forces occlusales et à l'insertion des muscles masticatoires, qui sont les plus puissants de notre corps.

Ainsi, la finalité de la recherche est de donner une solution prothétique implantaire adaptée et personnalisée aux patients édentés totaux, en développant une solution complète intégrant un capteur de mesure des forces occlusales dentaires et une étude mécanique (numérique et/ou expérimentale) pour l'aide à la conception de barres prothétiques dentaires.

### **1.4. Organisation de l'étude**

Le projet est organisé en deux étapes :

La première étape consiste en la conception du capteur d'occlusion, destiné à déterminer la force de serrage exacte développée par les patients. En effet ces forces sont très variables d'un patient à l'autre [22]. L'idée du capteur occlusal n'est pas nouvelle : elle existe depuis 50 ans. Mais son utilisation s'est limitée aux laboratoires de recherche, car les quelques systèmes existant (*T-Scan®*, *Tekscan, Inc. 307 West First Street. South Boston, MA. 02127-1309, USA*) sont très onéreux et/ou très compliqués à mettre en œuvre. L'une des

finalités de ce projet de recherche est de démocratiser l'utilisation du capteur d'occlusion dans les cabinets dentaires : il s'agit de donner aux chirurgiens dentistes un outil fiable, facile et d'un coût faible permettant de quantifier exactement les forces occlusales du patient. Actuellement, seule l'observation clinique permet d'accéder à ces renseignements.

L'autre finalité du projet est de déterminer la solution thérapeutique la plus adaptée pour un patient en fonction de sa physiologie masticatoire. La détermination de cette solution passera par une étude mécanique d'abord numérique, ensuite expérimentale, sur banc spécifique.

Le schéma de la figure 1.2 illustre l'organisation globale du projet de thèse et les différentes interactions de la solution intégrée chez les destinataires potentiels.

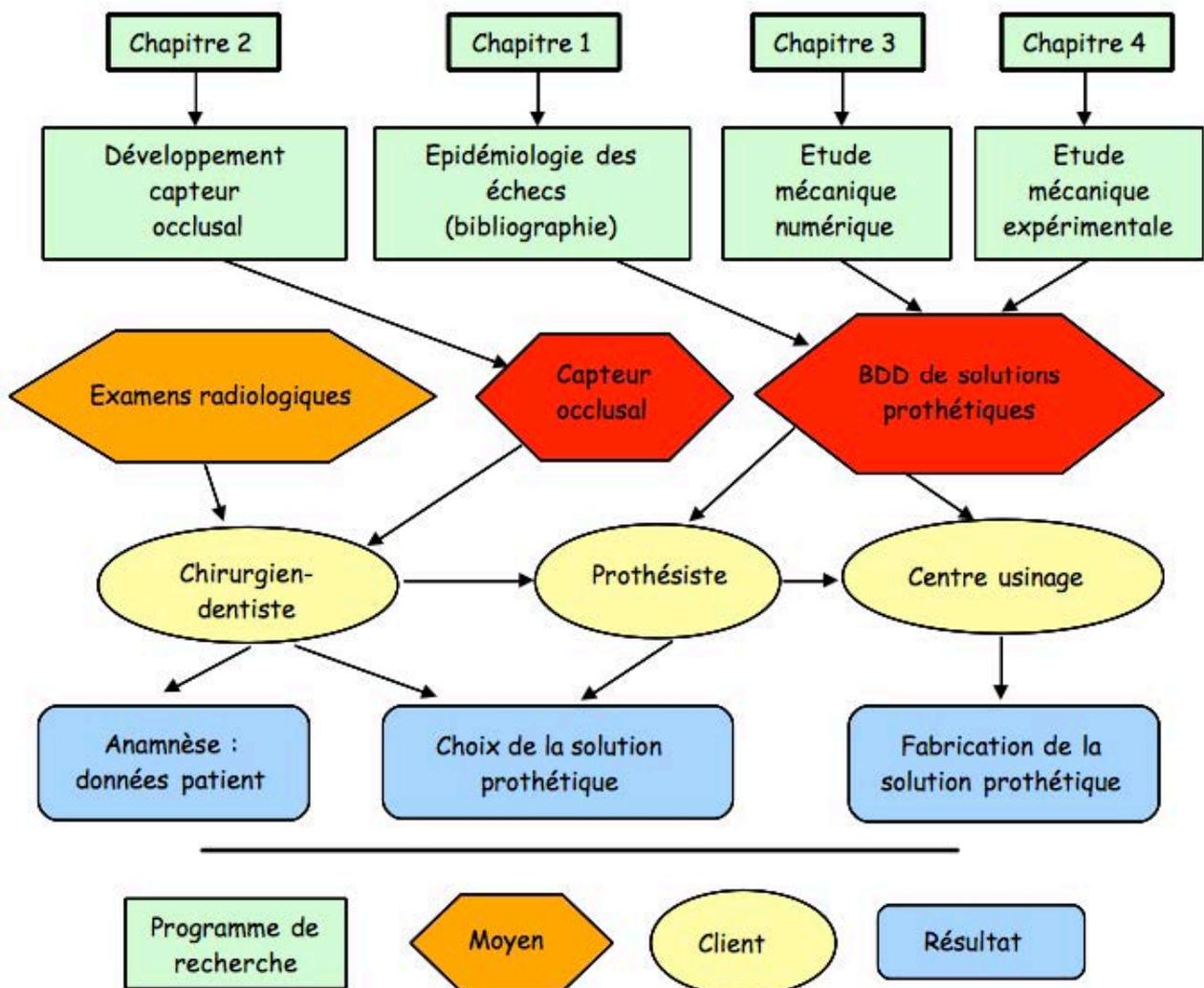


Figure 1.2 : Organisation globale du projet

Le premier chapitre s'intéresse donc au contexte dentaire et à cette proposition thérapeutique de bridge transvissé sur quatre implants. Avant d'étudier ce type de reconstruction, un capteur occlusal est développé dans le deuxième chapitre. Son but est d'optimiser les solutions prothétiques en fonction de chaque patient et de sa force déployée par son appareil manducateur. Les chapitres 3 et 4 sont axés sur l'étude proprement dite du bridge « All-on-four ». Dans le chapitre 3, on présente une étude numérique qui est menée à partir de fichiers issus de l'imagerie médicale d'un scanner. Dans le chapitre 4, l'étude numérique précédente est comparée à une autre étude expérimentale réalisée sur un banc d'essais mécaniques conçu et fabriqué à cette fin. Le but est de créer des reconstructions implantaires les plus biomimétiques possible, respectant au mieux la physiologie du patient.

### **1.5. Bibliographie du chapitre 1**

- 1- Bourgeois D., Nihtila A., Mersel A. Bulletin OMS, Vol 76, 1998.
- 2- Université Mc Gill, Conférence sur l'EBD; Evidence Based Dentistry, Mai 2002.
- 3- Orthlieb J.D., Brocard D., Schittly J., Maniere-Ezvan A. *Anatomie, implications cliniques*. In « Occlusodontie pratique » Eds CDP, Rueil-Malmaison, 2000;3-11.
- 4- Albrektsson T., Brånemark P.I., Hansson HA., Lindström J. *Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man*. Acta Orthop Scand. 1981;52(2):155-70.
- 5- Schroeder A., van der Zypen E., Stich H., Sutter F. *The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces*. J Maxillofac Surg. 1981;9(1):15-25.
- 6- Parfitt G.J. *Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction*. J Dent Res. 1960;39:608-18.
- 7- Misch C.E., Bides M.W. *Implant-protected occlusion*. Int J Dent Symp. 1994;2(1):32-7.
- 8- Maló P., Rangert B., Nobre M. « All on four » immediate-function concept with Brånemark system implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. Clin Implant Dent Relat Res. 2003;5 Suppl 1:2-9.

- 
- 9- Maló P., Rangert B., Nobre M. « *All on four* » *immediate-function concept with Branemark system implants for completely edentulous mandibles: a one-year retrospective clinical study*. Clin Implant Dent Relat Res. 2005;7 Suppl 1:88-94.
  - 10- Paez C.Y., Barco T., Roushdy S., Andres C. *Split-frame implant prosthesis designed to compensate for mandibular flexure: a clinical report*. J Prosthet Dent. 2003;89(4):341-3.
  - 11- Begg T., Geerts G.A., Gryzagoridis J. *Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24(4):663-71.
  - 12- Agliardi E., Panigatti S., Clericò M., Villa C., Malò P. *Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study*. Clin Oral Implants Res. 2010;21(5):459-65.
  - 13- Grandi T., Guazzi P., Samarani R., Grandi G. *Immediate loading of four (all-on-4) post-extractive implants supporting mandibular cross-arch fixed prostheses: 18-month follow-up from a multicentre prospective cohort study*. Eur J Oral Implantol. 2012;5(3):277-85.
  - 14- Larsson C., Vult von Steyern P., Nilner K. *A prospective study of implant-supported full-arch yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal mandibular fixed dental prostheses: three-year results*. Int J Prosthodont. 2010;23(4):364-9.
  - 15- Malo P., Nobre M., Lopes A. *The rehabilitation of completely edentulous maxillae with different degrees of resorption with four or more immediately loaded implants: a 5-year retrospective study and a new classification*. Eur J Oral Implantol. 2011;4(3):227-43.
  - 16- Korioto T.W., Johann A.R. *Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting*. J Prosthet Dent. 1999;82(1):67-72.
  - 17- Ortorp A., Jemt T. *Clinical experiences of computer numeric control-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: a 5-year prospective study*. Clin Implant Dent Relat Res. 2004;6(4):199-209.
  - 18- Pjetursson B.E., Tan K., Lang N.P., Brägger U., Egger M., Zwahlen M. *A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. I. Implant-supported FPDs*. Clin Oral Implants Res. 2004;15(6):625-42.
  - 19- Maló P., de Araújo Nobre M., Lopes A., Ferro A., Gravito I. *All-on-4® Treatment Concept for the Rehabilitation of the Completely Edentulous Mandible: A 7-Year Clinical and 5-Year Radiographic Retrospective Case Series with Risk Assessment for Implant Failure and Marginal Bone Level*. Clin Implant Dent Relat Res. 2015;17 Suppl 2:531-41.

- 20- Patzelt S.B., Bahat O., Reynolds M.A., Strub J.R. *The all-on-four treatment concept: a systematic review. Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(6):836-55.
- 21- Gotfredsen K., Wiskott A. *Working Group 4. Consensus report - reconstructions on implants. The Third EAO Consensus Conference 2012.* Clin Oral Implants Res. 2012;23 Suppl 6:238-41.
- 22- Craig R.G. *Restorative dental materials.* Eds Mosby, St Louis. 1980;60-61.



## **CHAPITRE II – DEVELOPPEMENT DU CAPTEUR OCCLUSAL**

2.1. Introduction	II-3
2.2. Etat de l'art	II-3
2.3. Matériel et méthodes	II-12
2.3.1. Description du dispositif	II-12
2.3.2. Optimisation du capteur par la méthode des éléments finis	II-15
2.3.3. Etalonnage du capteur sur une machine d'essai mécanique	II-15
2.3.4. Evaluation clinique du capteur	II-16
2.4. Résultats	II-16
2.4.1. Optimisation du capteur par la méthode des éléments finis	II-16
2.4.2 . Etalonnage du capteur sur une machine d'essai mécanique	II-19
2.4.3. Evaluation clinique du capteur	II-23
2.5. Discussion	II-24
2.6. Conclusion	II-25
2.7. Bibliographie du chapitre 2	II-26



## **2.1. Introduction**

Le meilleur moyen d'assurer la pérennité des restaurations dentaires, qu'elles soient dento ou implanto-portées, est de comprendre l'occlusion du patient en visualisant l'harmonie des contacts mais aussi en quantifiant la force musculaire déployée. En effet ces forces sont très variables d'un patient à l'autre [1]. Les seuls moyens de quantifier cliniquement ces forces sont les examens extra-buccaux comme l'observation et la palpation des masses musculaires mais aussi en intra-buccal avec l'observation des surfaces d'abrasions, des mobilités dentaires, l'épaississement du ligament parodontal. Tous ces examens relèvent d'une évaluation visuelle grossière. Les pathologies occlusales sont de types différents mais les principales causes proviennent soit d'une occlusion non équilibrée avec des contacts prématurés, soit de forces occlusales démesurées souvent associées à des parafunctions comme le bruxisme ou la brycose, soit par un effondrement de la dimension verticale (DV) suite à la perte successive de dents.

Notre étude vise, entre autres, à quantifier les forces occlusales et à détecter les patients à risque et aussi à prévenir les usures mécaniques en favorisant un choix de design et de matériau prothétique. Ceci passe par la conception d'un capteur d'occlusion pour les cabinets dentaires : il s'agit de donner aux chirurgiens dentistes un outil fiable, facile d'utilisation et d'un coût faible permettant de quantifier exactement les forces occlusales du patient. L'observation clinique n'est pas suffisante car si elle peut alerter, elle ne peut quantifier la dite force. Mesurer est un désir permanent pour le praticien, et de nombreux appareillages ou systèmes de mesure ont été développés à partir de technologies différentes. Toutefois aucun de ces systèmes ne se retrouve en cabinet.

## **2.2. Etat de l'art**

Les premières études concernant les capteurs de forces occlusales débutent dans les années 1960 et visent à trouver un instrument permettant de quantifier par le son les contacts dentaires et leur intensité. Ces travaux sont menés par Wyatt [2] et aboutissent en 1980 au Dental Sound Checker® commercialisé par Yoshida Dental Trade Distribution Co Ltd (Figure 2.1). Ce dispositif, qui a été étudié expérimentalement par Kifune [3] sur un seul patient, donne des mesures qui avaient tendance à varier en fonction de la vitesse de

fermeture de la mandibule. Les valeurs mesurées par ce dispositif n'étaient pas non plus significatives.

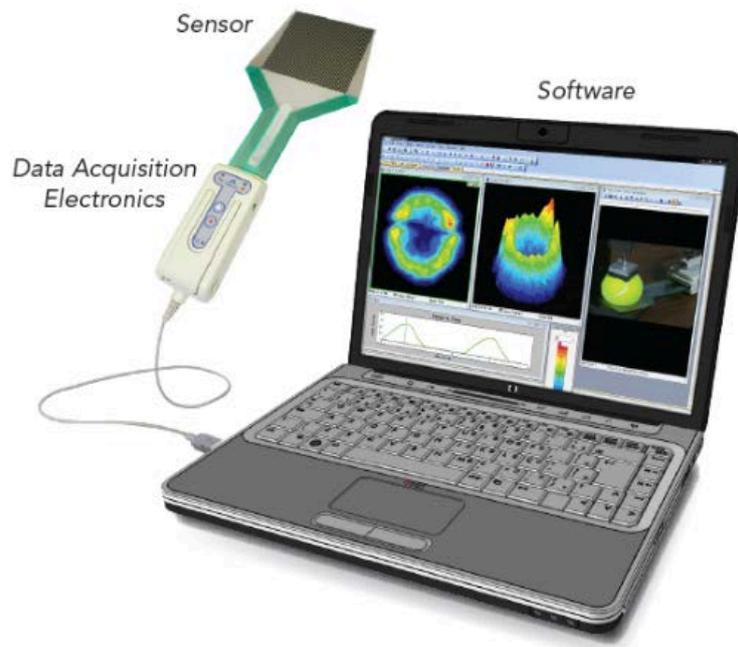


*Figure 2.1 : Dental Sound Checker.*

En 1987, Maness et coll [4] développent le T Scan® (Figure 2.2) qui doit permettre non seulement d'objectiver les surfaces et le nombre des contacts dentaires, mais aussi de les quantifier. Evalué par Reza Moini et Neff [5], ce dispositif électronique a montré sa fiabilité uniquement avec au moins trois dents en contact. Hsu et coll [6] montrent que ce capteur n'a pas la même fiabilité et sensibilité tout le long de la surface dentaire « sondée ». Mizui et coll [7] montrent que les valeurs mesurées par le capteur ne correspondent pas aux réalités cliniques. Harvey et coll [8] étudient la fiabilité de ce système et montrent que les mesures deviennent imprécises si on utilise trois fois le capteur et que les deux premières mesures sont fiables avec un écart de l'ordre de 0,3N. Le Tscan en est à sa troisième génération de développement. En 2015, l'équipe de Cerna [9] teste la validité et la reproductibilité des mesures avec cet appareil. Plusieurs récepteurs de forces sont étudiés. Un coefficient de 2.5 est noté entre les deux groupes de capteurs. La valeur absolue de la force ne peut donc être mesurée de façon fiable. Le Tscan permet de vérifier les contacts occlusaux de manière relative pour effectuer un équilibrage entre les dents mais pas pour quantifier exactement. Ce système est le seul à supporter la salive sans affecter les résultats [10]. C'est le seul appareillage qui est encore commercialisé et utilisé en recherche, ainsi que dans de rares cabinets.

En 1990, un nouveau dispositif basé sur un film sensible à la pression est commercialisé sous le nom de Prescale (Figure 2.3) par FujiFilm. Lorsqu'une pression est

appliquée, les micro-capsules sont cassées et le matériel chromogène réagit avec le matériel de développement couleur. Hattori [11] montre une relation linéaire entre les charges appliquées et mesurées avec des résultats variant de 63N à 330N sur la première molaire. Toutefois, aucune étude de fiabilité n'a été menée à ce jour avec ce dispositif. De plus ce dernier ne semble pas adapté au milieu buccal. En effet, il n'a pas été développé dans ce sens et son utilisation selon le constructeur doit se faire dans des conditions de températures entre 20°C et 35°C, avec une humidité de 35% à 80%. Il faut noter qu'en bouche la température est de 35°C avec une humidité à 100%.



*Figure 2.2 : Le T-Scan.*

Plusieurs études ont été aussi menées avec des EMG (Electromyographie). Le but est de quantifier les forces en fonction de l'activité des muscles. L'ADA (association dentaire américaine) a même certifié deux appareils : le K6-1 EMG de Myotronics-Noromed (Figure 2.3) et l'électromyographe de BioEMG (BioResearch Inc).

Si ces appareils peuvent en effet donner une idée du tonus de posture du masseter et du pterygoïdien interne, la vraie question est de savoir ce que signifient leurs mesures ? Dos Santos [12] évalue les forces occlusales avec ce type d'appareil et trouve des forces très inférieures à la littérature (environ 90N sont mesurés alors que la littérature internationale s'entend sur 120-150 N). En 2015, Yen et ses collaborateurs [13] trouvent un coefficient de

corrélation entre l'activité myo-électrique et la force occlusale développée de l'ordre de 0,512 pour le temporal et de 0,360 pour le masseter. Ces mesures sont donc exploitables mais demandent un appareillage encombrant et d'utilisation complexe en cabinet dentaire. De plus un grand nombre de muscles masticateurs ne sont pas accessibles aisément pour poser les électrodes.

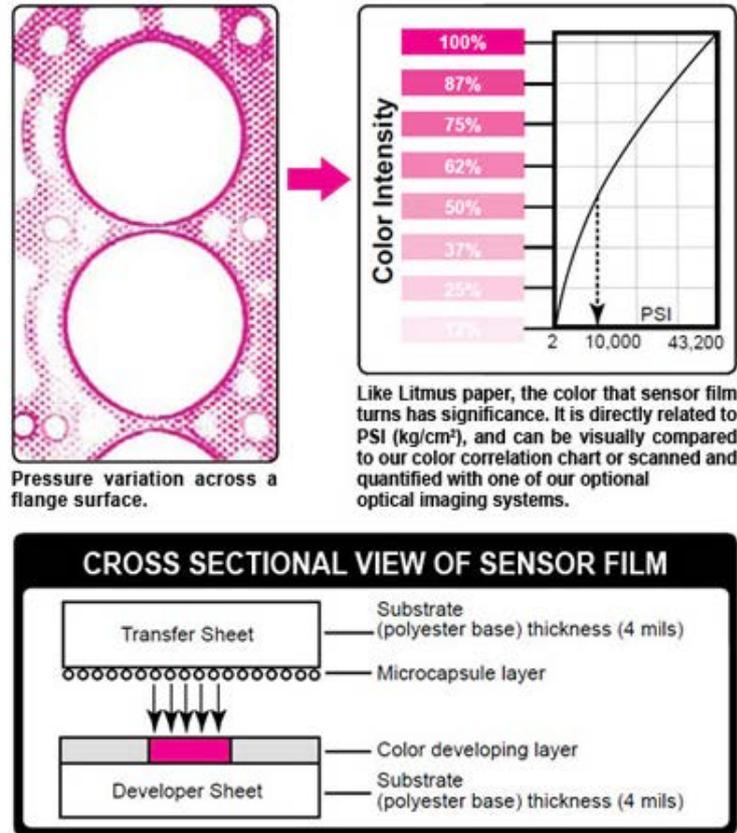


Figure 2.3 : Le Prescale.



Figure 2.4 : Le K6-1.

Iida [14] utilise l'EMG et montre qu'il n'y a pas de différences significatives entre différents serrages de 5, 10 ou 20 N. Il met en évidence également l'utilité de l'IRM

fonctionnelle. Celui-ci permet d'observer que plus le serrage est fort, plus une surface importante du cerveau est mobilisée. Ce type de mesure n'est applicable qu'en recherche tant le coût et la complexité de la méthode sont démesurés par rapport au but recherché.

Tous ces appareillages ont été étudiés et comparés dans la littérature. Pour le projet de capteur occlusal, l'étude devant être la plus exhaustive possible, il nous a semblé indispensable de la compléter avec une revue des brevets posés dans ce domaine.

Cette recherche a permis de trier les différents brevets et de retenir les plus pertinents.

Ils sont au nombre de 6 (dont un brevet japonais, non traduit). Tous sont assez explicites. Nous avons tenté de les analyser d'après leur descriptif sachant que la plupart d'entre eux n'ont pas été exploités (à part le premier qui correspond au T-Scan).

#### Brevet US 4,856,993 (15 Août 1989) (Brevet 1) (Figure 2.5)

C'est sans nul doute le brevet le plus abouti et le mieux exploité commercialement. Il a été développé par une entreprise américaine spécialisée dans la métrologie : Tekscan Inc. (Boston). Le but de ce capteur n'est pas, à l'origine, de quantifier les forces occlusales mais de vérifier la bonne répartition de celles-ci sur l'arcade. Le principe de mesure est basé sur la mesure de changement de résistance entre deux électrodes. Ces électrodes sont formées de fils de cuivre au sein d'une feuille de mylar. Ce capteur est très fin, ce qui est un avantage pour serrer les dents, mais un véritable inconvénient s'agissant de sa résistance. Ce type de capteur doit être adossé à un terminal électronique spécifique pour l'analyse et la cartographie des points d'occlusion. Son usage est aisé et il présente à ce jour une variante sans fil. Du fait de sa forme en arcade, il ne peut être utilisé que pour des mesures en intercuspédie maximale. Ses principaux inconvénients viennent de son épaisseur, donc de sa fragilité, de la nécessité d'étalonner à chaque changement de capteur, et aussi son coût qui ne le rend abordable que pour des laboratoires ou certaines grandes cliniques dentaires.

#### Brevet US 5,846,211 (8 Décembre 1998) (Brevet 2) (Figure 2.6)

C'est un capteur qui présente une partie rectangulaire pour la mesure et un manche sur lequel s'affiche le résultat. Le but de ce dispositif est de détecter, dans un premier temps, si le patient exerce une force de fermeture pour déclencher la mise en route de l'appareil, puis, dans un second temps, de mesurer cette force exercée par l'intermédiaire de deux diaphragmes (supérieur et inférieur). Ces derniers compriment un fluide le long d'un tube vers le manche où se trouve un capteur. Son utilisation est aisée. Il est recouvert d'une résine synthétique

souple et striée pour éviter aux dents de déraper. Cette enveloppe n'est pas jetable et doit être décontaminée ; opération rendue difficile avec les rainures. Ce principe de membrane reste fragile à l'usage et cet appareil ne peut se connecter directement à un système informatique d'acquisition pour exploiter ses données.

U.S. Patent Aug. 15, 1989 Sheet 1 of 5 4,856,993

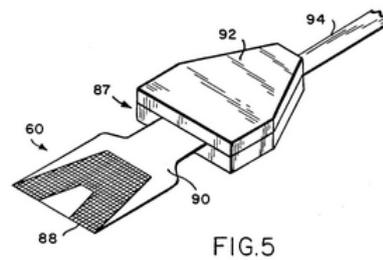
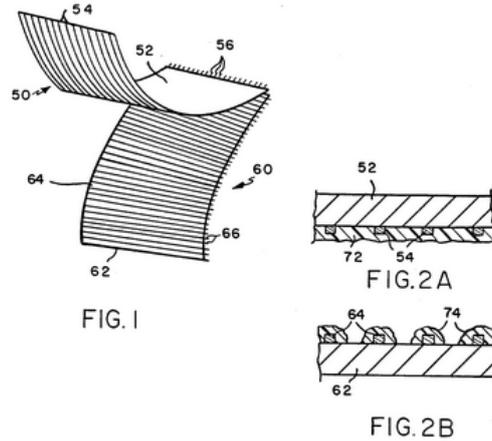


Figure 2.5 : Brevet US 4,856,993.

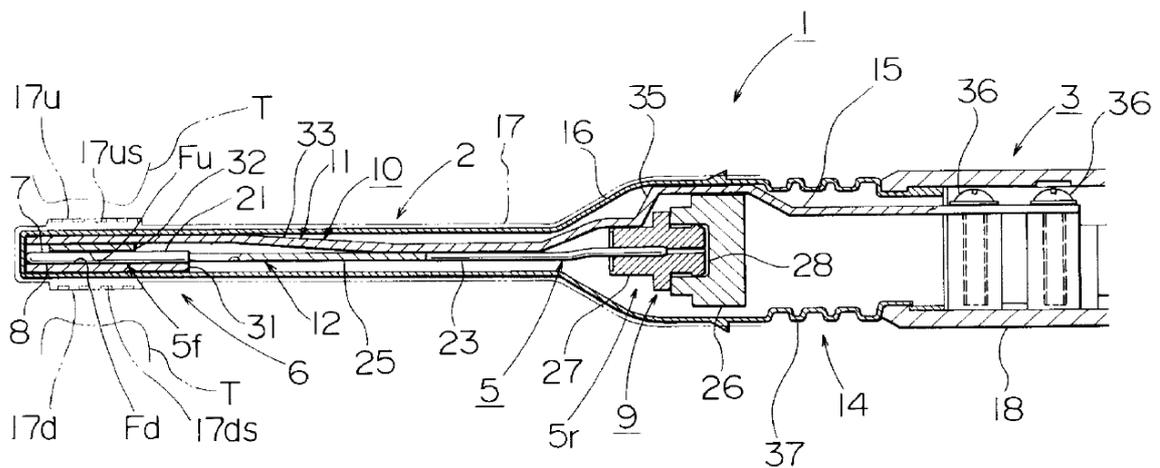
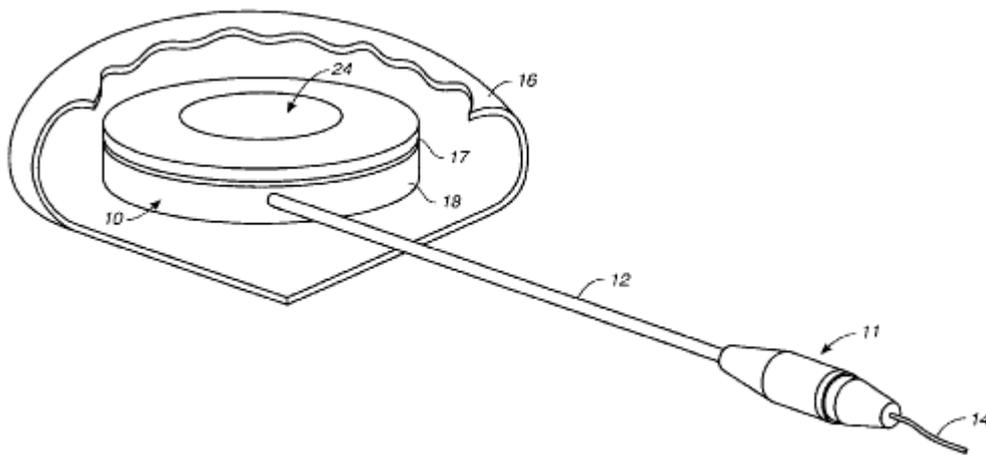


Figure 2.6 : Brevet US 5,846,211.

Brevet US 6,190,335 B1 (20 Février 2001) (Brevet 3) (Figure 2.7)

Ce brevet concerne un capteur de diamètre de 1,5 Inch (près de 4 cm). Sa taille est surdimensionnée pour les dents. Son principe est basé sur la mesure de la pression d'un fluide au sein d'une chambre formée par des pièces en acier inoxydable. Il faut se demander si les forces occlusales seront toutes enregistrées car le fluide ne se déplacera pas uniquement selon un seul axe. Ce dispositif est entouré d'une enveloppe stérile. Son utilisation est réservée au secteur molaire car il ne présente pas de moyen de préhension et de stabilisation durant l'effort. Son enveloppe ne permet pas d'adoucir pour le patient son serrage occlusal avec des risques de fractures d'éléments dentaires. Il est connecté à un ordinateur. Il reste aussi sa fragilité intrinsèque avec la présence de ce fluide à l'intérieur. A l'image du brevet précédent, il faut se demander ce que renferme ce type de fluide s'il venait à s'écouler en bouche.



*Figure 2.7 : Brevet US 6,190,335 B1.*

Brevet US 2008/0096160 A1 (24 Avril 2008) (Brevet 4) (Figure 2.8)

Ce dispositif mesure les forces occlusales de manière bilatérale par l'intermédiaire de jauges de déformation. L'intérieur n'est pas détaillé. Ces capteurs sont en acier inoxydable et recouverts d'un relief « antidérapant » pour un usage uniquement molaire. Ce capteur double ne présente pas de réglage d'entraxe sachant qu'aucun patient ne présente la même arcade. La manipulation paraît alors compliquée. De plus ces capteurs sont fixes et montés sur le même axe ce qui sous entend que le plan d'occlusion soit parfaitement plan (ce qui est impossible). Il est également impossible de déterminer si la composante verticale d'occlusion est bien enregistrée. Il n'existe pas d'enveloppe et le serrage se fait sur le métal nu.

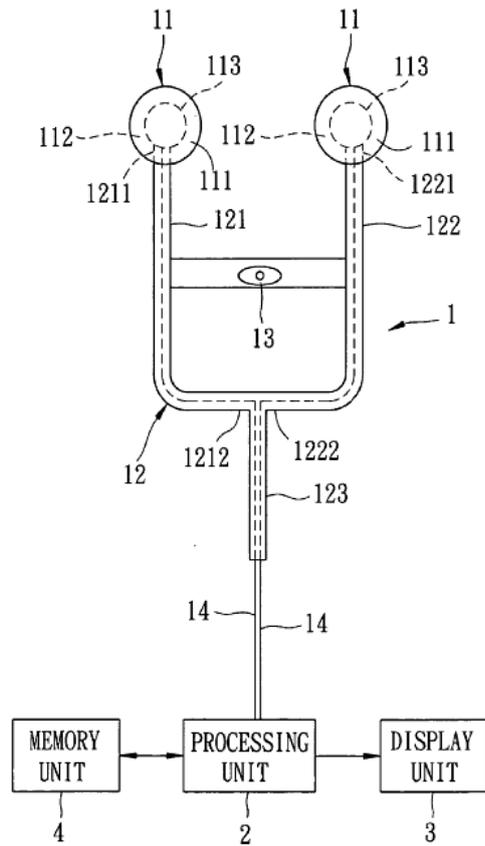


Figure 2.8 : Brevet US 2008/0096160 A1.

Brevet DE 10 2007 024 479 A1 (27 Novembre 2008) (Brevet 5) (Figure 2.9)

Ce capteur en acier inoxydable est aussi basé sur l'utilisation de jauges de déformation. Ce brevet est en allemand et reste difficile à comprendre. Son utilisation semble aisée mais il ne présente pas d'enveloppe souple pour permettre un confort de serrage au patient.

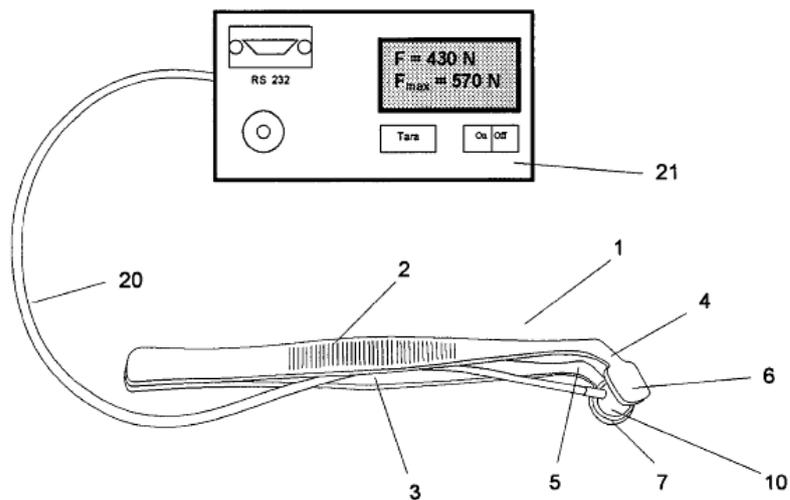


Figure 2.9 : Brevet DE 10 2007 024 479 A1.

Le tableau 2.1 permet de visualiser synthétiquement les avantages et inconvénients de chaque brevet. Aucun de ces brevets, à part celui correspondant au T-Scan, n'appréhende la mastication et ils se révèlent tous d'une utilisation compliquée avec un coût élevé.

Capteurs	Ergonomie	Fiabilité	Robustesse	Enveloppe	Stabilité	Coût	Cycle
1	+++	+	+	Pas utile	+++	+++	0
2	+++	++	++	0	++	?	0
3	+	+	++	+	0	?	0
4	0	++	0	0	0	?	0
5	++	++	0	0	+	?	0

0: aucun(e)    +: faible    ++: moyen(ne)    +++: élevé(e)

*Ergonomie : facilité avec laquelle le capteur peut être utilisé*

*Fiabilité : fiabilité du système de mesure*

*Robustesse : solidité dans le temps*

*Enveloppe : existence ou non d'une enveloppe et son efficacité*

*Stabilité : stabilité du système lors des mesures avec la fermeture des maxillaires*

*Coût : coût à l'achat*

*Cycle : capacité d'enregistrer en OIM (occlusion d'intercuspidie maximale), en bout à bout ou en latéralité.*

Tableau 2.1 : Comparatif des brevets existants pour les mesures des forces occlusales.

Cette étude bibliographique montre qu'il y a encore besoin de développer un capteur. C'est ce que nous avons entrepris de faire dans cette thèse. Le capteur que nous avons cherché à développer répond favorablement aux différentes caractéristiques notées dans le tableau 2.1, qui sont :

- l'ergonomie : l'appareillage doit être facile d'utilisation pour le praticien, avec une mise en œuvre rapide et un confort pour le patient.
- La fiabilité : les mesures doivent être précises et porter sur l'ensemble des composantes des forces de serrages.
- La robustesse : l'ensemble doit bien évidemment résister aux forces occlusales mais aussi aux diverses manipulations et aux produits antiseptiques.

- L'enveloppe : Ce type de système ne peut supporter une stérilisation en autoclave de type B et l'asepsie doit être apportée par une enveloppe stérile et confortable pour les dents.
- La stabilité : Ce caractère est primordial pour le confort du patient, assurer un serrage optimal et afficher des mesures les plus fiables possibles.
- Le coût : le facteur économique est important. S'il faut devancer le besoin des praticiens, il faut aussi le rendre abordable.
- Le cycle masticatoire : Lors du cycle masticatoire, diverses parties dentaires sont sollicitées avec une participation musculaire différente. Le capteur doit pouvoir s'adapter à toutes les postures mandibulaires et à tous les secteurs dentaires.

### **2.3. Matériel et méthodes**

#### **2.3.1. Description du dispositif**

Grâce à l'analyse précédente, un cahier des charges précis a pu être rédigé. Le capteur développé a une forme "de bouton de sonnette" auquel est connectée une partie latérale appelée "manche de préhension" et une enveloppe élastomère à usage unique (Figure 2.10).

La mesure de la force de serrage dentaire est effectuée avec des jauges de déformation placées sur un élément particulier du capteur appelé "corps d'épreuve". Le capteur a un diamètre extérieur de 14 mm, correspondant à la valeur moyenne des surfaces dentaires d'une dent cuspidée. Il est composé de six éléments distincts (Figure 2.10) : l'enveloppe, le corps d'épreuve, la glissière, le bouton, le piston et le couvercle.

Le corps d'épreuve a la forme d'une plaque circulaire : les jauges de déformation sont placées sur le côté inférieur et mesurent le niveau de déformation. Au cours d'un serrage dentaire, la force occlusale est appliquée sur le bouton et transférée au corps d'épreuve par l'intermédiaire du piston mobile à l'intérieur de la glissière. Le bouton est en contact linéaire circulaire avec le piston, en raison de l'orifice conique sur le côté inférieur du bouton. Le bouton est maintenu en position par un joint de silicone flexible. Aucune traction n'est autorisée sur le bouton, sauf dans le cas d'un démontage éventuel du capteur. Grâce à ce montage, seule la force occlusale est transmise sur la face supérieure du corps d'épreuve (composante verticale de la force de serrage), à travers le contact circulaire exercé par le

piston. Enfin, le capteur est fermé par un couvercle collé sur l'alésage et la partie inférieure du corps d'épreuve.

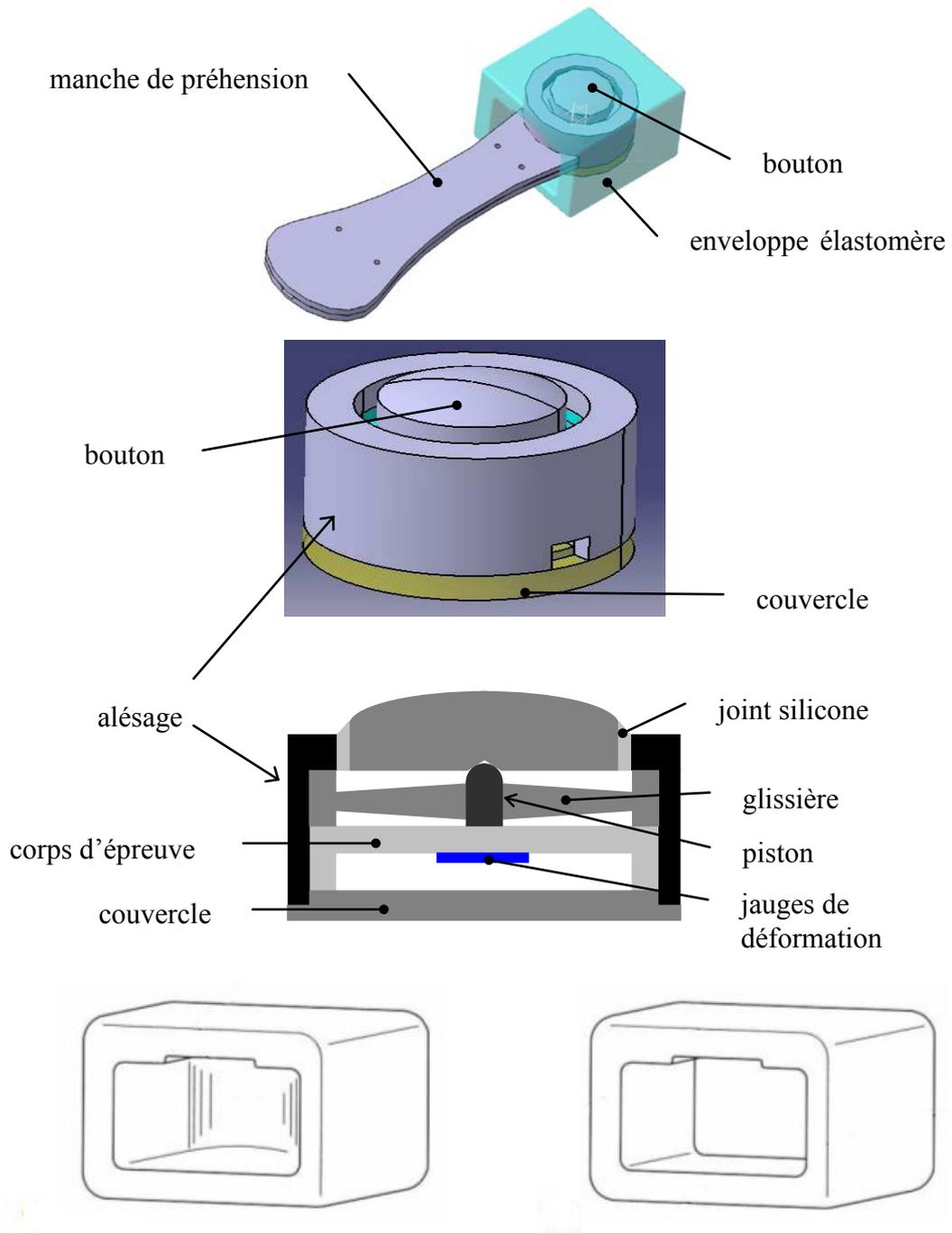


Figure 2.10 : Représentation schématique du capteur occlusal et de son enveloppe.

La force appliquée induit des déformations élastiques dans le corps d'épreuve qui sont mesurées par les jauges de déformation. Grâce au comportement élastique linéaire, la force

occlusale appliquée est directement dérivée à partir des déformations mesurées en considérant un facteur de proportionnalité lié à la rigidité du corps d'épreuve.

Les fils de connexion des jauges de déformation passent par un trou présent dans la partie inférieure de l'enveloppe et du corps d'épreuve, et le long de la rainure centrale du manche de préhension. Celui-ci est constitué de deux parties : une partie fixe reliée à l'enveloppe et une partie mobile maintenue sur la partie fixe avec des vis. Le manche a trois fonctions principales, qui sont : (i) le contrôle visuel de l'horizontalité de la sonde dans la bouche; (ii) l'éloignement des contacts électriques de la bouche du patient; (iii) une meilleure maniabilité pour le clinicien et une meilleure stabilité dans la bouche. La longueur du manche (45 mm) permet un accès facile quelle que soit la dent concernée.

Toutes les pièces du capteur sont fabriquées en acier inoxydable. Étant donné que l'environnement buccal est très septique, aucun traitement de stérilisation thermique ou chimique n'est possible pour le capteur. Les conditions d'hygiène sont obtenues avec l'enveloppe à usage unique, faite d'un élastomère de faible rigidité de silicone alimentaire, présentant des propriétés mécaniques similaires à celles du bol alimentaire. Ce matériau peut résister à des températures élevées (jusqu'à 130°C, pour un éventuel traitement de stérilisation en autoclave à 104°C) et conserve ses caractéristiques mécaniques élastiques pendant au moins un an (ce qui permet la constitution d'un stock suffisant pour le clinicien).

Outre l'amélioration des conditions d'hygiène, l'enveloppe à usage unique favorise la stabilité de la sonde dans la bouche et assure un confort pour le patient lors du serrage dentaire. Ces conditions opératoires améliorées d'un point de vue physiologique sont essentielles pour assurer des mesures réalistes de la force occlusale maximale.

L'enveloppe à usage unique a la forme d'un boîtier rond et fin, ouvert sur un ou deux côtés parallèles (Figure 2.10). L'insertion et l'extraction de la sonde dans et hors de l'enveloppe se font par une manipulation légèrement en force, facile à réaliser en raison de la souplesse de l'élastomère. La forme interne de l'enveloppe correspond à la forme en négatif du capteur, ce qui assure un bon ajustage.

Au cours du serrage, le clinicien peut utiliser simultanément un capteur instrumenté et un capteur non instrumenté, disposé symétriquement par rapport au plan sagittal, afin d'obtenir une mesure symétrique. En effet, Tortopidis [15] a rapporté que la moyenne des forces occlusales était d'environ 30% supérieure au cours d'un serrage bilatéral par rapport à un serrage unilatéral.

### **2.3.2. Optimisation du capteur par la méthode des éléments finis**

Afin de préserver la rotation pure de l'articulation temporo-mandibulaire, l'épaisseur du transducteur doit être aussi petite que possible. Le piston doit être suffisamment long pour coulisser correctement à l'intérieur de la glissière et transmettre la force occlusale au corps d'épreuve. La surface doit être maintenue arrondie afin de s'adapter aux dents. Le souci majeur est l'optimisation de l'épaisseur du corps d'épreuve : un compromis doit être trouvé entre l'effort (qui ne doit pas induire de déformation plastique conduisant à un comportement non-linéaire) et le niveau de déformation qui doit être suffisamment élevé pour être précisément mesuré par les jauges de déformation.

Différentes épaisseurs du corps d'épreuve ont été étudiées (entre 1,0 mm et 1,5 mm). La conception assistée par ordinateur (CAO) et la modélisation par éléments finis (EF) du corps d'épreuve ont été effectuées avec les logiciels respectifs : Catia® V5R5 et ABAQUS® V6.10-2. Un maillage avec des éléments tétraédriques quadratiques à 10 nœuds (C3D10) est utilisé. Le nombre total d'éléments varie de 120500 à 157830, selon l'épaisseur. Le cadre de l'élasticité linéaire des matériaux homogènes et isotropes est considéré pour les calculs. Les caractéristiques mécaniques du matériau utilisé (l'acier inoxydable) sont : un module d'Young de 193 GPa et un coefficient de Poisson de 0,3. Une force globale de 800 N est appliquée sur une surface circulaire (1 mm de rayon) qui correspond à la surface de contact avec le piston. Les valeurs maximales de la contrainte de von Mises et du déplacement transversal maximal sont recherchées, afin de vérifier qu'il n'y a pas des déformations plastiques induites. On vérifie également qu'aucun contact n'a lieu entre le côté inférieur du corps d'épreuve et les éléments situés au-dessous (fermeture chapeau, fils des jauges de déformation). Les déformations tangentielles et radiales sont analysées afin de choisir le type le plus approprié de jauges de déformation et leur meilleur emplacement.

### **2.3.3. Etalonnage du capteur sur une machine d'essai mécanique**

Deux prototypes de la sonde ont été testés sur une machine d'essai mécanique en compression quasi-statique (Zwick / Roell) avec une capacité de charge maximale de 10 kN (Figure 2.11). Des incréments de force de 10 N ou 20 N ont été appliqués au capteur jusqu'à atteindre 800 N. Les déformations ont été mesurées par un pont de Wheatstone (pont intégral). L'influence de la forme de l'enveloppe a d'abord été étudiée en testant le premier

prototype dans trois configurations : sans enveloppe, une enveloppe avec un côté ouvert et une enveloppe ouverte sur les deux côtés. Ensuite, c'est la reproductibilité du capteur et la linéarité de sa réponse dans toute la plage de mesure qui ont été examinées (ceci permettra d'utiliser le capteur directement pour la mesure de la force occlusale). Les deux prototypes ont été soumis à trois chargements consécutifs et identiques.

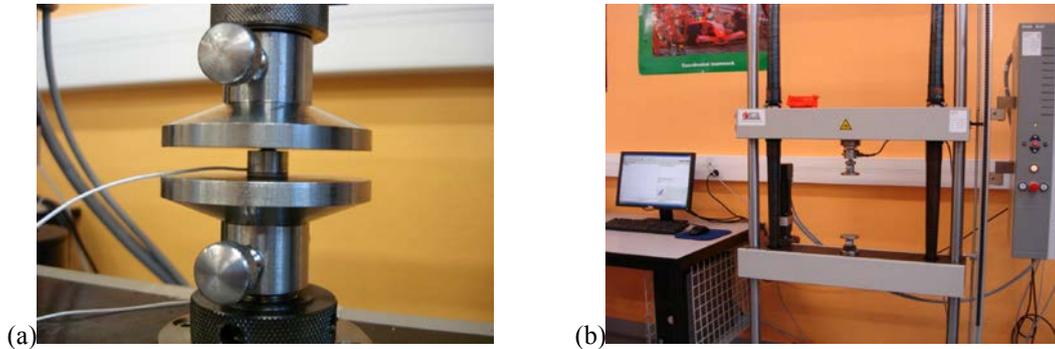


Figure 2.11 : Corps du capteur (a) testé sur la machine de traction (b).

#### **2.3.4. Evaluation clinique du capteur**

Une étude in vivo a été réalisée avec un échantillon de 46 volontaires de plus de 18 ans. Tous les bénévoles sont sans parafunction et avec une classification d'un angle de la classe I (normocclusion), et ne portent pas de prothèse amovible. Ces bénévoles de classe I ont été choisis car le gold standard occlusal thérapeutique correspond à ce type de relation dento-dentaire. Les bénévoles ont reçu les informations concernant l'étude et ont signé un consentement éclairé. Le but est d'enregistrer la force de serrage maximale. Le capteur est alors placé sur la première molaire droite. En effet, plus les dents sont proches de l'axe de rotation de la mandibule, plus la force de serrage est importante [15]. Mackenna [16] a indiqué que la population développe la force de serrage la plus forte avec un écartement entre les maxillaires de 14 à 20 mm. Les volontaires devaient mordre autant que possible.

### **2.4. Résultats**

#### **2.4.1. Optimisation du capteur par la méthode des éléments finis**

Les contraintes de von Mises maximales dans le corps d'épreuve varient de 465 MPa pour l'épaisseur de 1,5 mm à 958 MPa pour l'épaisseur de 1,0 mm (Figure 2.12). En

conséquence, le matériau choisi pour le corps d'épreuve est un acier inoxydable de très haute résistance élastique (la limite élastique est d'environ 1100 MPa). Le déplacement transversal maximal calculé par éléments finis varie de 16  $\mu\text{m}$  pour l'épaisseur de 1,5 mm à 37,5  $\mu\text{m}$  pour l'épaisseur de 1,0 mm (Figure 2.12). Ces très faibles valeurs du déplacement transversal maximal empêchent tout contact entre le corps d'épreuve et le reste des composants. Les épaisseurs des autres parties du capteur ont été réduites autant que possible, sans pour autant compromettre le comportement global du capteur. En conséquence, l'épaisseur totale retenue du capteur ne dépasse pas 7,5 mm.

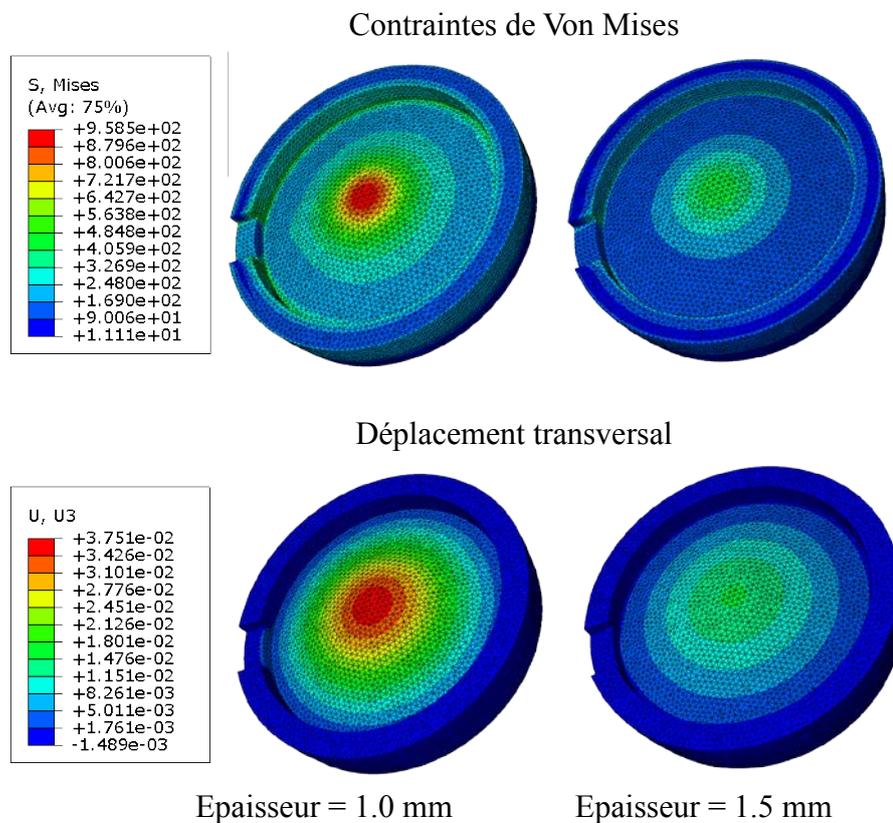


Figure 2.12 : Contraintes maximales de Von Mises et déplacement transversal maximum pour différentes épaisseurs : 1,0 mm et 1,5mm.

Les déformations tangentielles et radiales obtenues à partir de la simulation par éléments finis sont présentées dans la figure 2.13, le long du rayon du corps d'épreuve. Les abscisses 0 et 5 mm correspondent, respectivement, au centre et à la circonférence extérieure du dispositif.

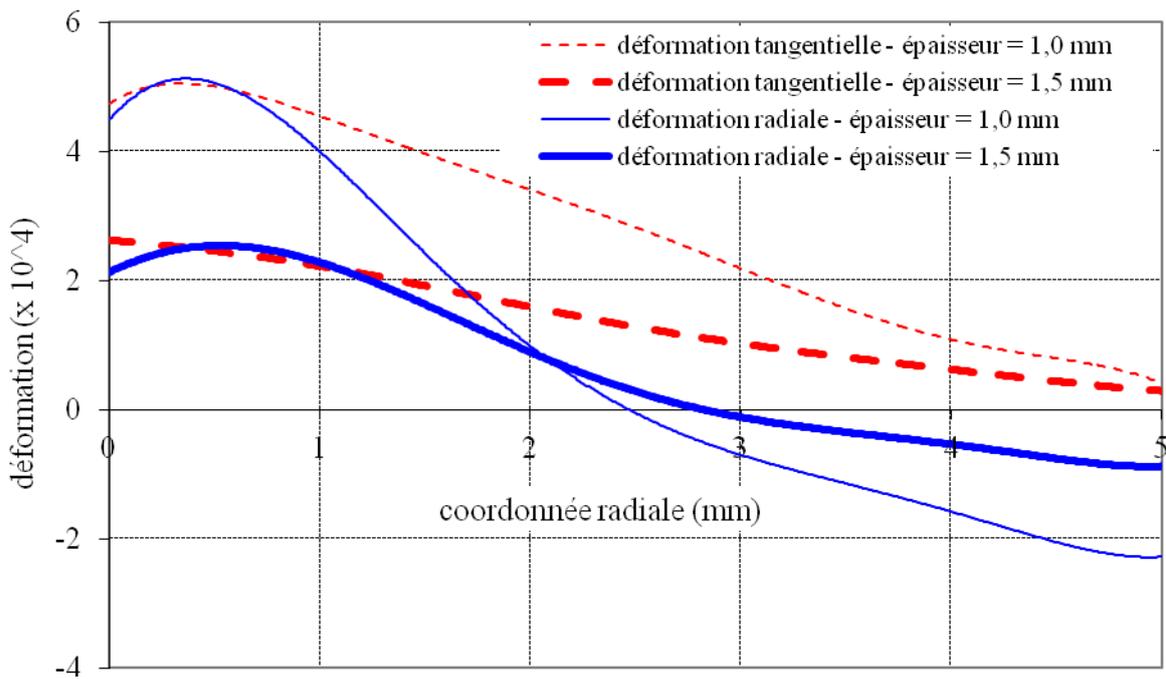


Figure 2.13 : Déformations radiales et tangentielles du corps d'éprouve selon l'épaisseur.

Un groupe de quatre jauges de déformation a été utilisé (Figure 2.14). Ceci permet de mesurer deux types de déformations : les déformations radiales (près de la partie externe de la pièce de test) ou les déformations tangentielles (près de la partie centrale de la pièce de test). Les jauges choisies appartiennent à la série N2A des produits Vishay : ce sont des jauges en trame métallique de constantan posées sur un support mince, laminé, en polyimide, utilisées pour les mesures de précision. La gamme de déformation est de  $\pm 3\%$ , le facteur de jauge est de 2,05. La taille de l'ensemble a été choisie selon les résultats de la figure 2.13, de sorte que le niveau de déformation se situe dans la plage de mesure des jauges.

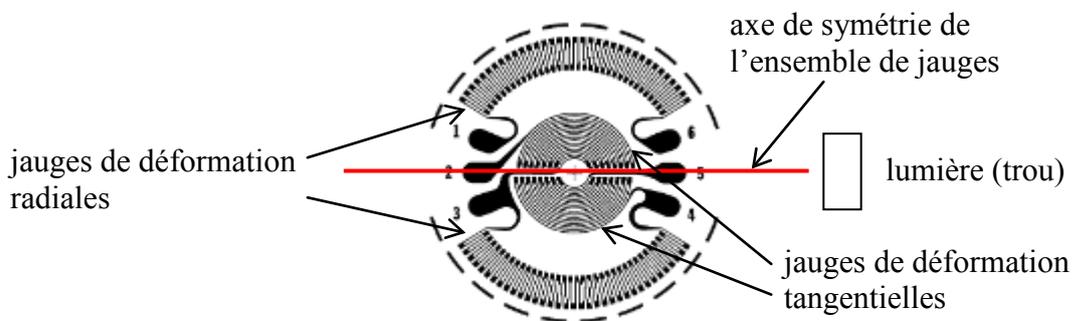


Figure 2.14 : Ensemble de jauges de déformation radiales et tangentielles.

Afin d'éviter la possible perturbation locale des contraintes et déformations induits par la présence du trou dans le corps d'épreuve (sortie des fils de connexion), l'ensemble des jauges est placée symétriquement par rapport à un axe passant par le trou (Figures 2.14 et 2.15). Ainsi, la perturbation la plus importante de l'état de déformation est située près des connecteurs de jauge, mais n'a aucune incidence sur la mesure.

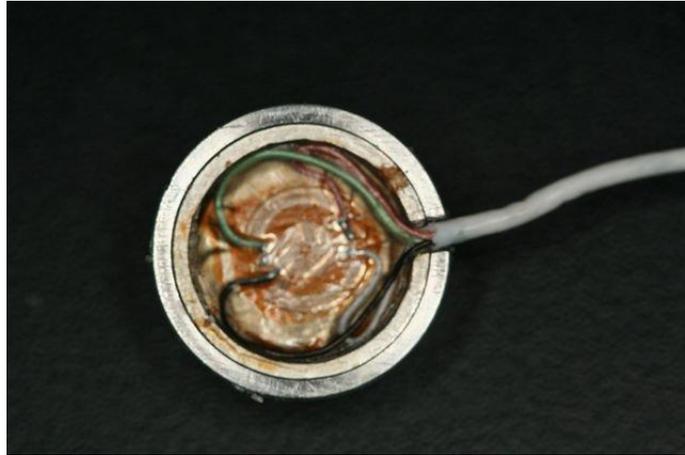


Figure 2.15 : Ensemble de jauges collé sur le corps d'épreuve.

#### 2.4.2. Etalonnage du capteur sur une machine d'essai mécanique

La figure 2.16 montre les courbes d'étalonnage force-déformation du premier prototype de capteur, testé sans enveloppe puis avec l'enveloppe ouverte d'un côté et avec l'enveloppe ouverte des deux côtés.

Il apparait clairement que la présence et le type de l'enveloppe affectent grandement la relation force-déformation. La pente moyenne de la relation force-déformation est 0,1035, 0,2341 et 0,3050 N / ( $\mu\text{m}/\text{m}$ ) pour le capteur sans enveloppe, avec l'enveloppe ouverte des deux côtés et avec l'enveloppe ouverte sur côté, respectivement. Comme on s'y attendait, les plus faibles déformations ont été obtenues dans le corps d'épreuve du capteur équipé d'une enveloppe de test, car le matériau de l'enveloppe absorbe la majeure partie de l'énergie de déformation. L'avantage de cette solution est l'amélioration des conditions de mesure physiologiques et la diminution du risque d'apparition d'une déformation plastique dans le corps d'épreuve. Néanmoins, le niveau de déformation dans le corps d'épreuve reste suffisamment élevé pour être correctement mesuré par les jauges de déformation.

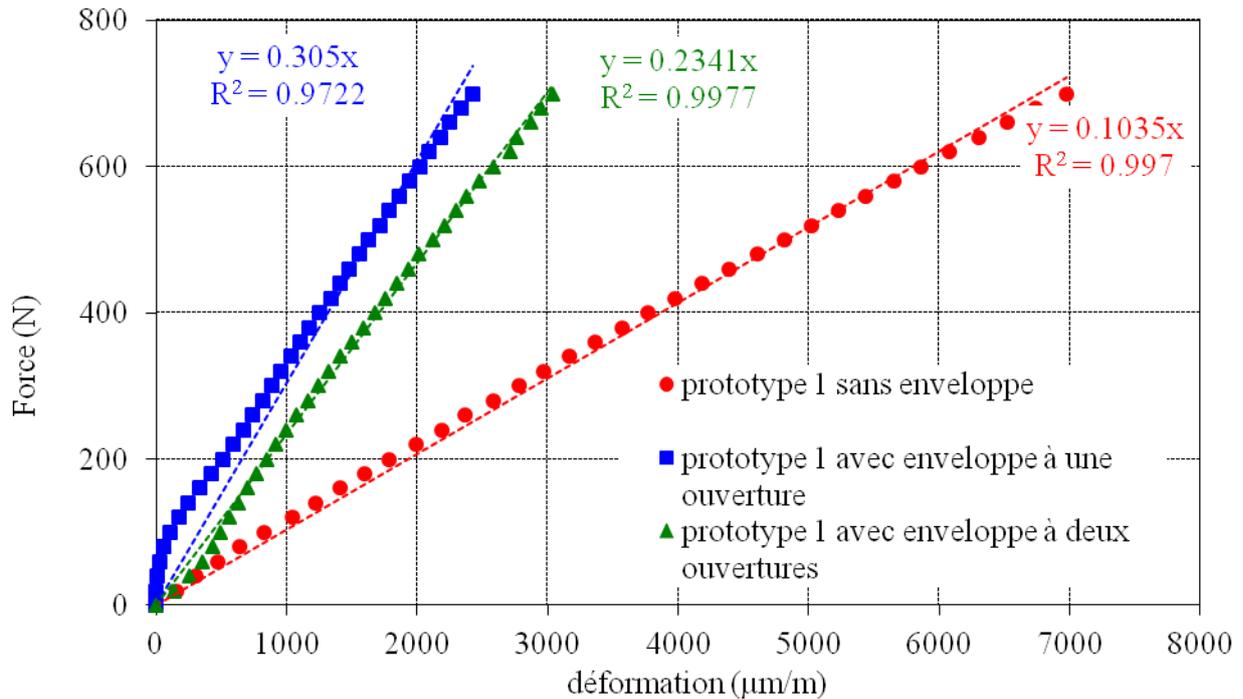


Figure 2.16 : Courbes d'étalonnage force-déformation. Influence de l'enveloppe.

Sans aucune enveloppe, le capteur présente une réponse entièrement linéaire. Avec l'enveloppe ouverte d'un côté, la réponse est caractérisée par un comportement non-linéaire pour des charges plus faibles (avec un seuil de 90 N), et un comportement linéaire pour des charges plus élevées. Deux phénomènes expliquent la réponse non linéaire observée pour des charges plus faibles :

- Le comportement mécanique non-linéaire de l'élastomère de l'enveloppe d'emballage utilisé pour éviter le contact dur et violent des dents sur le capteur
- L'asymétrie de l'enveloppe : le côté ouvert et le côté fermé de l'enveloppe ne possèdent pas la même rigidité et ne se déforment pas de la même façon. Pour des charges supérieures, l'enveloppe est fortement aplatie et l'influence de la géométrie asymétrique initiale devient négligeable. L'utilisation de l'enveloppe ouverte symétriquement des deux côtés diminue le seuil de 90 N à 70 N.

Les figures 2.17 montrent la superposition des courbes d'étalonnage déformation-force obtenues pour les deux prototypes avec l'enveloppe ouverte des deux côtés, soumis à trois

charges consécutives identiques. Sur les figures, l'équation de la courbe de tendance linéaire de chaque courbe d'étalonnage est indiquée, ainsi que le facteur de corrélation.

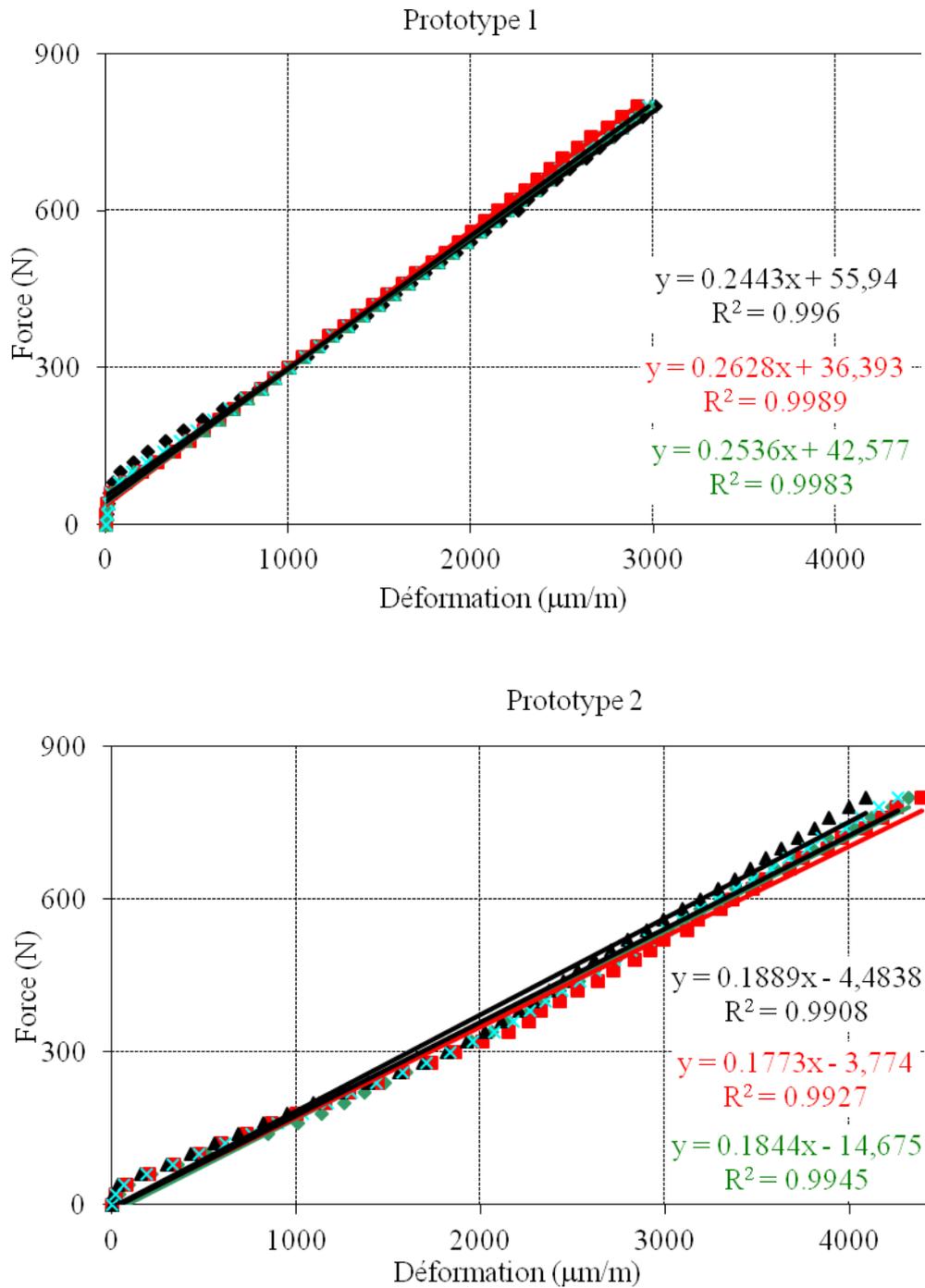


Figure 2.17 : Courbes de calibration après trois mises en charges successives pour les deux prototypes.

Les figures 2.17 indiquent une bonne reproductibilité pour les deux prototypes. La pente moyenne est de 0,2534 (± 3,6%) et de 0,1835 (± 3,4%) pour le premier et le deuxième

prototype, respectivement. Les coefficients moyens de corrélation sont de 0,998 et de 0,993 pour le premier et le deuxième prototype, respectivement, montrant une bonne linéarité de la courbe d'étalonnage, même si une non-linéarité de comportement apparaît clairement en dessous de 70 N. L'assemblage des capteurs permettrait d'expliquer la différence de comportement global entre les deux prototypes. En effet, le collage des jauges sous le corps d'épreuve et le remplissage à la main du silicone autour du bouton sont moins précis que dans un procédé industriel. Par conséquent, chaque prototype doit être étalonné avant utilisation.

Le capteur développé ici (figure 2.18) remplit à notre sens toutes les conditions requises pour l'utilisation clinique quotidienne. En effet, il fournit des mesures précises et reproductibles, est facile d'utilisation, permet l'enregistrement de la force maximale de mastication dans toute région de la cavité buccale grâce à sa languette de préhension, il est aussi suffisamment mince pour préserver la cinématique de l'articulation temporo-mandibulaire et il résiste à des charges jusqu'à 800 N, ce qui est suffisant pour la plupart des patients. Tout ceci sans être dispendieux. Sans aucun doute, les deux principaux avantages apportés par ce nouveau capteur sont la réponse linéaire au-dessus du seuil de 70 N et les conditions de mesure physiologiques améliorées.



*Figure 2.18 : Capteur de force occlusal avec son enveloppe à usage unique.*

Le capteur occlusal développé dans cette étude a fait l'objet d'une demande de brevet français intitulée "capteur de forces occlusales" déposée le 01/02/2012 sous le n° FR1250931 au nom de l'Université de Lorraine et publiée le 02/08/2013 sous n°2986148 ; et d'une demande PCT déposée le 01/02/2013 sous le n° PCT/EP2013/051983 au nom de l'Université de Lorraine et publiée le 08//08/2013 sous le n° WO 2013/113858.

### 2.4.3. Evaluation clinique du capteur

Un échantillon de 46 volontaires (23 femmes, âge moyen 38,5; 23 hommes, âge moyen 38,9) a testé le dispositif. Les résultats de l'évaluation expérimentale sont présentés dans la figure 2.19.

Les valeurs de serrage maximal sont données selon l'âge et le sexe des patients. Les volontaires ne perçoivent pas le test comme étant dangereux ou inconfortable, sauf un, qui a effectué la morsure la plus basse de 44 N. Cette valeur la plus faible n'est pas considérée comme étant pertinente, car la patiente avait peur de briser le capteur. Pour l'échantillon de 46 volontaires, une plage de mesure de 89 N à 428 N est enregistrée.

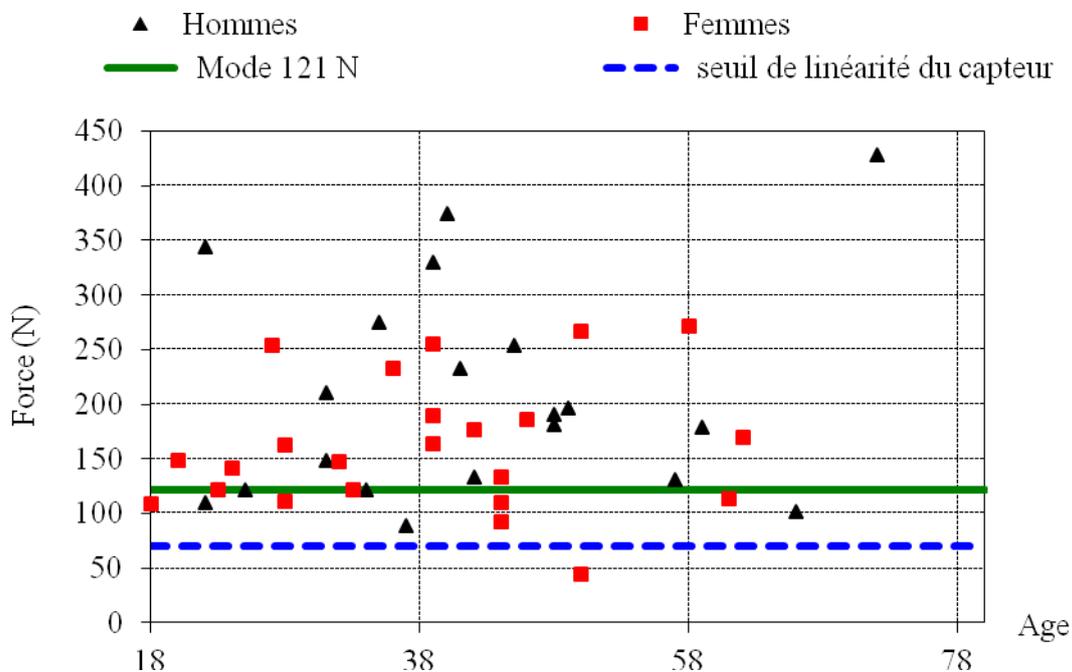


Figure 2.19 : Force maximale de serrage in vivo en fonction du sexe et de l'âge.

Les résultats montrent un mode de 121 N avec une moyenne statistique de 191,8 N. Le serrage occlusal maximum moyen est de 167 N et 221,9 N, respectivement pour les femmes et pour les hommes. Environ 61% des valeurs sont comprises entre 100 et 200 N. Cette valeur moyenne correspond à la plupart des résultats trouvés dans la littérature (26, 27). 32,6% des forces enregistrées sont supérieures à 200 N et 13% sont supérieures à 300 N.

Trois groupes d'âge ont été identifiés : 16-29 ans, 30-49 ans et 50 ans ou plus. La valeur moyenne est comprise entre 136 et 220 N pour chaque groupe. La valeur moyenne la

plus élevée est pour le groupe des hommes de plus de 30 ans. Quel que soit le groupe concerné, le rapport entre les valeurs les plus élevées et les plus basses varient selon un facteur entre 2 et 4.

## **2.5. Discussion**

Sachant que la plupart des échecs prothétiques sont d'origine biomécanique et proviennent de fractures de la partie cosmétique ou de l'infrastructure, l'identification de la population à risque est essentielle, surtout dans le contexte des prothèses implanto-portées. En effet, l'absence de ligament augmente le risque d'échec : le ligament constitué de fibres élastiques et la lamina dura se gorgeant et se vidant de sang permettent la présence d'un système d'amortissement à la fois élastique et hydraulique. L'implant, lui, est directement ankylosé dans l'os. Les dentistes ont longtemps essayé d'évaluer les forces occlusales, mais aujourd'hui force est de constater que rares sont les cabinets dentaires équipés à cette fin. Le T-scan est le plus réussi et aide à contrôler et à améliorer l'occlusion, mais ce système est peu répandu pour des raisons différentes (précision insuffisante et de reproductibilité). Des améliorations ont été apportées à la dernière génération : le T-Scan®III peut être maintenant considéré comme précis et fiable [17][18]. Néanmoins, il est encore très cher pour la plupart des cabinets dentaires [19].

Le capteur occlusal décrit dans cette étude permet d'identifier les patients à risque pour un coût moindre. Son utilisation est polyvalente:

- En matière de prévention, par le diagnostic précoce des populations à risque : il permet de prévenir le patient et aussi d'intervenir avec un traitement symptomatique grâce à une gouttière occlusale.
- Au cours du traitement, avec un choix de matériaux appropriés en fonction des valeurs enregistrées.

La prothèse est soumise à un contexte biomécanique ardu. De nos jours, l'évaluation des risques mécaniques est réalisée principalement par l'observation clinique de la face, la palpation des muscles et l'observation des facettes d'usure dentaires. Parmi l'échantillon testé, plusieurs volontaires, ne présentant aucun signe clinique de dysfonctionnement, ont pourtant

mordu très fort. Pour ces patients, il est essentiel d'optimiser la conception et le choix des matériaux de leurs prothèses : le sur-dimensionnement est exclu parce que le chirurgien est limité par le respect de la dimension verticale d'occlusion.

Le capteur développé pourrait également être un outil éducatif. Les patients ne sont généralement pas conscients de la force développée lors de la mastication ou en cas de para-fonctions. Malgré le fait que la pathologie ne peut être guérie en augmentant la prise de conscience du patient la nuit, ce capteur peut les aider à diminuer leurs forces de morsure pendant la journée. Il peut aussi aider à mieux comprendre le plan de traitement et les différentes options thérapeutiques (type de prothèse, type de matériau).

La dentisterie numérique est de plus en plus répandue et efficace, mais aucun logiciel de fraisage ne tient compte de la force occlusale maximale comme une donnée importante pour la conception et la fabrication du dispositif prothétique. Le capteur présenté dans ce document donne des enregistrements physiologiques personnels qui pourraient être combinés avec les données anatomiques (impression optique ou physique) pour augmenter la durabilité et la fiabilité des composants prothétiques.

Reproductibilité, préhension aisée et faible coût devraient permettre l'utilisation de ce dispositif pour quantifier un ensemble de données indispensables pour soigner les patients, afin de les sensibiliser et d'aider à prévenir les échecs. En raison de sa petite taille, le capteur peut être utilisé sur n'importe quelle dent et permet ainsi l'amélioration du traitement prothétique unitaire ou plural. Les premiers résultats expérimentaux montrent un échantillon significatif de personnes à risque. Leur identification devrait contribuer à réduire le taux d'échec.

## **2.6. Conclusion**

Dans cette étude, le développement, l'optimisation et la validation pré-clinique d'un nouveau capteur de mesure de force de morsure ont été présentés. Le dispositif a été spécialement conçu avec un faible coût et pour une utilisation facile dans les cabinets dentaires. Une attention particulière a été portée au confort du patient. En raison de sa petite

taille, le transducteur peut être utilisé sur une seule dent et permet ainsi l'amélioration du traitement prothétique soit unitaire ou au plural.

Le capteur actuel pourrait être amélioré selon plusieurs axes : le premier axe concerne la technique de mesure utilisée (le remplacement des traditionnelles jauges de déformation par des jauges à ondes acoustiques pourrait conduire à un appareil plus mince sans aucun fil de connexion); le deuxième axe porte sur l'intégration de la sonde dans l'e-dentaire, que ce soit pour des prothèses traditionnelles ou des implants (le capteur de force pourrait être directement branché sur l'ordinateur du chirurgien-dentiste et à la chaîne numérique d'usinage, directement du cabinet dentaire jusqu'à l'usineuse); le troisième axe d'amélioration a trait à une étude clinique en profondeur (un plus grand échantillon de patients, avec ou sans prothèses dentaires, traditionnelles ou fixes, serait nécessaire afin d'augmenter le nombre de données statistiques).

L'étude in vivo montre une part non négligeable, de l'ordre de 30%, de patients à risques avec des serrages plus importants que la moyenne. L'optimisation de la prothèse face au défi biomécanique doit être examinée selon deux axes, le premier numérique, le second expérimental, grâce à un banc d'essai dédié. Ces axes d'étude font l'objet des chapitres 3 et 4 de ce mémoire.

## **2.7. Bibliographie du chapitre 2**

- 1- Kumagai H., Suzuki T., Hamada T., Sondang P., Fujitani M., Nikawa H. *Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching*. J Oral Rehabil. 1999;26(12):932-5.
- 2- Watt D.M. *Recording the sounds of tooth contact: a diagnostic technique for evaluation of occlusal disturbances*. Int Dent J. 1969;19:221-38.
- 3- Kifune R., Honma S., Hara K. *The development of a new occlusal sound checker*. J Jpn Assoc of Periodontology. 1985;27:482-91.
- 4- Maness W.L., Benjamin M., Podoloff R., Bobick A, Golden R.F. *Computerized occlusal analysis: a new technology*. Quintessence Int. 1987;18:287-92.
- 5- Reza Moini M., Neff P.A. *Reproducibility of occlusal contacts utilizing a computerized instrument*. Quintessence Int. 1991;22:357-60.

- 6- Hsu M., Palla S., Gallo L.M. *Sensitivity and reliability of the T-scan system for occlusal analysis*. J Craniomandib Disord. 1992;6:17–23.
- 7- Mizui M., Nabeshima F., Tosa J., Tanaka M., Kawazoe T. *Quantitative analysis of occlusal balance in intercuspal position using the T-Scan system*. Int J Prosthodont. 1994;7:62–71.
- 8- Harvey W.L., Hatch R.A., Osborne J.W. University of Colorado, School of Dentistry, Denver, Colo. *Computerized occlusal analysis : an evaluation of the sensors*.
- 9- Cerna M., Ferreira R., Zaror C., Navarro P., Sandoval P. *Validity and reliability of the T-Scan® III for measuring force under laboratory conditions*. J Oral Rehabil. 2015;42(7):544-51.
- 10- Saraçoğlu A., Ozpinar B. *In vivo and in vitro evaluation of occlusal indicator sensitivity*. J Prosthet Dent. 2002;88(5):522-6.
- 11- Hattori Y., Okugawa H., Watanabe M. *Occlusal force measurement using dental prescale*. J Jpn Prosthodont Soc. 1994;38:835–41.
- 12- Dos Santos A.C., da Silva C.A. *Bite force in patients who are candidates for gastroplasty*. Arq Bras Cir Dig. 2013;26(4):315-8.
- 13-Yen C.I., Mao S.H., Chen C.H., Chen C.T., Lee M.Y. *The correlation between surface electromyography and bite force of mastication muscles in asian young adults*. Ann Plast Surg. 2015;74 Suppl 2:168-72.
- 14- Iida T., Overgaard A., Komiyama O., Weibull A., Baad-Hansen L., Kawara M., Sundgren P.C., List T., Svensson P. *Analysis of brain and muscle activity during low-level tooth clenching--a feasibility study with a novel biting device*. J Oral Rehabil. 2014;41(2):93-100.
- 15- Tortopidis D., Lyons M.F., Baxendale R.H., Gilmour W.H. *The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch*. J Oral Rehabil. 1998;25(9):681-6.
- 16- Mackenna B.R., Turker K.S. *Jaw separation and maximum incising force*. J Prosthet Dent. 1983;49:726-30.
- 17- Garg A.K. *Analyzing dental occlusion for implants: Tekscan's T-Scan III*. Dent Implantol Update. 2007;19:66-70.
- 18- Koos B, Godt A, Schille C, Goz G. *Precision of an instrumentation-based method of analyzing occlusion and its resulting distribution of forces in the dental arch*. J Orofac Orthop. 2010;71:403-10.
- 19- Scholz W, Pancherz H, Reichel R. *Review of T-SCAN-systems for registration of occlusal*

*condition.* Zahnartz Prax. 1991;42:6-9.

## CHAPITRE III – ETUDE MECANIQUE NUMERIQUE

3.1. Introduction	III-3
3.2. Etat de l'art	III-4
3.3. Développement du modèle par éléments finis	III-11
3.3.1. Modèle CAO paramétré	III-11
3.3.2. Maillage	III-16
3.3.3. Matériaux	III-16
3.3.4. Conditions de chargement	III-17
3.3.5. Conditions aux limites	III-20
3.4. Résultats	III-21
3.4.1. Influence des paramètres matériaux	III-21
3.4.2. Influence des paramètres géométriques	III-28
3.5. Discussion	III-34
3.6. Conclusion	III-41
3.7. Bibliographie du chapitre 3	III-42



### **3.1. Introduction**

L'étude mécanique numérique, première étape de l'optimisation prothétique, a comporté deux parties :

- La première partie a concerné la mise au point d'un modèle paramétré de la géométrie de la barre et des implants, qui a été réalisé par CAO sous Catia®. L'objectif était d'obtenir le plus rapidement possible un modèle géométrique de la mandibule réhabilitée, pouvant être transféré vers Abaqus® pour le calcul proprement dit par éléments finis.
  
- La seconde partie a été consacrée à l'optimisation de la solution prothétique. Le design de la barre a été étudié en fonction de différentes caractéristiques, telles que :
  - o les forces occlusales déterminées par le capteur,
  - o l'angulation et les positions des quatre implants,
  - o les mouvements intrinsèques mandibulaires,
  - o la géométrie du maxillaire,
  - o et les matériaux.

Concernant cette dernière caractéristique, on sait que les matériaux utilisés actuellement dépendent du mode de fabrication de la barre (barres coulées ou usinées). Les barres coulées sont en alliage or (Au 72,2 Pt 3,1; Ag 10,8; Cu 12,5) ; les barres usinées sont constituées de CrCo (Co 64; Cr 28; Mo 5), de Titane Grade 5 (Ti 90; Al 6; V 4), ou de Zircone (ZrO<sub>2</sub> stabilisé avec du Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>). Le but était de tester ces matériaux et de préciser leurs indications optimales en fonction des forces développées par chaque patient. Nous avons également testé un matériau plus innovant dans le contexte des prothèses dentaires : le NiTi (alliage de Nickel-Titane), utilisé en comportement super-élastique (pour un niveau de contrainte pratiquement constant, il peut présenter une grande plage de déformations réversibles). En effet, en plus de ses propriétés de biocompatibilité, ce matériau est un bon candidat pour répondre à deux impératifs : être suffisamment résistant, mais aussi présenter une certaine souplesse permettant d'absorber les flexions de la mandibule lors des cycles masticatoires.

### **3.2. Etat de l'art**

La méthode des éléments finis est utilisée depuis plus de trente années pour modéliser les propriétés des biomatériaux. La méthode des éléments finis permet d'obtenir une approximation des solutions d'équations d'équilibre de corps solides déformables soumis à des sollicitations diverses. Les quantités mécaniques (déplacements, déformations, contraintes) liées à l'équilibre des solides et satisfaisant aux lois de la physique sont ainsi calculées en certains points (les nœuds) du solide modélisé. L'échantillon est discrétisé en un nombre fini d'éléments formant un maillage. Les calculs sont réalisés uniquement aux nœuds. Après avoir vérifié l'équilibre de chaque élément, l'équilibre du solide, sous un chargement donné, est approché en sommant les contributions de chaque élément et en tenant compte des conditions aux limites imposées. On dispose de logiciels de calcul comme ABAQUS, ANSYS ou COSMOS, etc, pour mettre en œuvre cette méthode. Une modélisation géométrique du solide précède le calcul par éléments finis. Elle est faite avec l'aide d'un logiciel CAO comme CATIA par exemple, en particulier lorsque la géométrie est complexe.

L'évolution des modélisations numériques en dentisterie s'est faite sur près de 30 années. Une première étude en 3D est publiée en 1983 par l'équipe de Borchers [1]. Cette équipe utilise la méthode des éléments finis sur une section mandibulaire reconstruite géométriquement. Le programme SAP IV est utilisé pour simuler les forces appliquées sur un implant avec un maillage 3D de 1129 éléments et de 1473 nœuds. Il faut attendre dix années pour voir des études sur une zone plus étendue de la mandibule.

Les débuts de la modélisation anatomique se font avec l'équipe Haskell [2] qui a étudié les différences de déformations mandibulaires entre les dolicho- et brachyfaciaux suite aux insertions musculaires lors de la croissance. Cette étude en éléments finis est en deux dimensions, ce que les auteurs considèrent comme suffisant pour avoir une idée du comportement en trois dimensions. Les images exploitées pour mettre en place le modèle sont obtenues à partir de télé-radiographies de profil. Elles sont digitalisées avec un système appelé Supertab et la mandibule, considérée homogène, est discrétisée en 400 éléments (Figure 3.1). Les auteurs soulignent le manque de capacité des ordinateurs pour aller plus avant et pensent que dans le futur la capacité informatique pourra améliorer les images digitales. Pour représenter les insertions musculaires, les auteurs dissèquent les têtes radiographiées et insèrent des fils métalliques avant de refaire des clichés radiographiques et

noter l'axe d'action des muscles et leurs zones d'insertions. L'étude de l'action des muscles sur la mandibule a été réalisée grâce au programme SUPERB. Cette première étude a lancé les bases de la modélisation numérique du comportement mécanique de la mandibule dans son environnement. Il en est sorti que ce type d'étude ne pourra se développer sans une capacité accrue des ordinateurs.

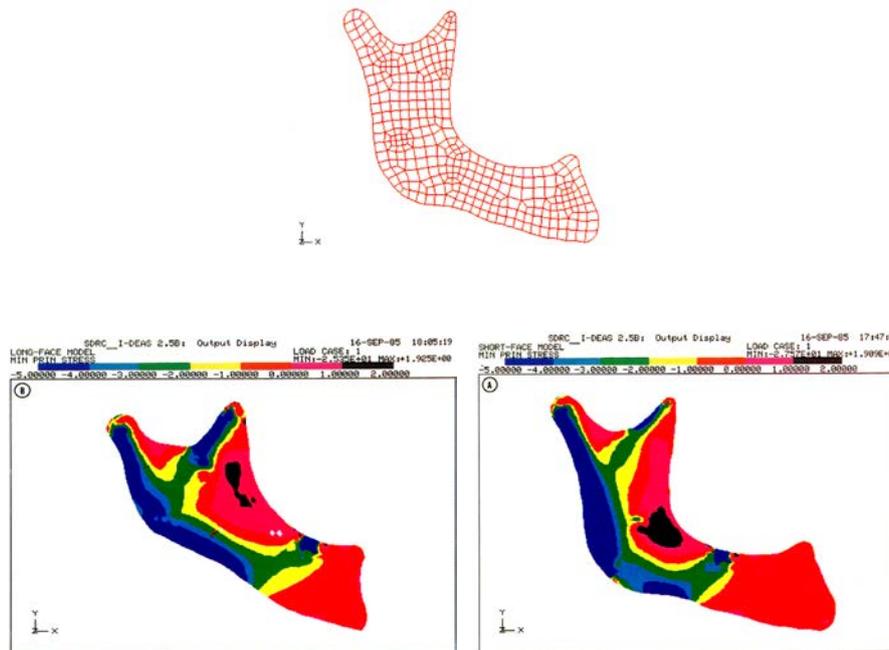


Figure 3.1 : Travaux de l'équipe Haskell en 2D.

En 1993, Meijer [3] tente de modéliser une mandibule, le principe est d'utiliser un maxillaire de cadavre qui est découpé au microtome. Chaque coupe est photographiée puis, sur papier, différents points sont notés et les coordonnées sont retranscrites dans un ordinateur grâce au système Zeiss/Kontron de digitalisation d'images. Ce système permet d'obtenir une image précise de la mandibule avec une juste précision des épaisseurs de corticale et de spongieux. Cette méthode nécessite l'utilisation de pièces anatomiques humaines et est excessivement chronophage. Une étude comparative est menée entre une méthode par éléments finis en deux dimensions et en trois dimensions. Les conclusions montrent des résultats fondamentalement différents à la fois dans les valeurs et dans les localisations. Le modèle 2D ne correspond pas à la réalité mais le temps de calculs pour obtenir un tel modèle est de 24 heures pour une héli-mandibule en 3D (à comparer aux 20 minutes pour obtenir l'image en 2D). Aucune précision n'est donnée sur le programme de simulation. L'os est considéré comme homogène avec un comportement linéaire isotrope. Le chargement est

statique et une hémi-mandibule (Figure 3.2) est étudiée car les auteurs considèrent qu'il existe une symétrie complète.

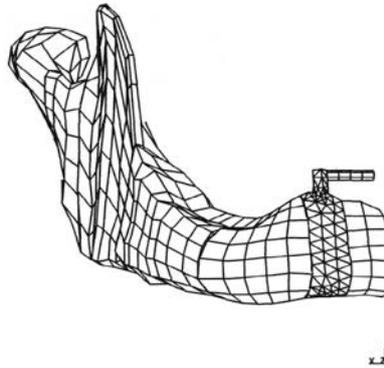


Figure 3.2 : Hémi-mandibule de Meijer.

Menicucci [4] utilise en 1998 la méthode des éléments finis pour étudier les attachements implantaires (Figure 3.3) sous une prothèse complète. La mandibule est alors modélisée selon des ensembles géométriques simples. Le but est de gagner en temps de calcul mais pas en précision. Ce type de géométrie reste très éloigné de la réalité anatomique.

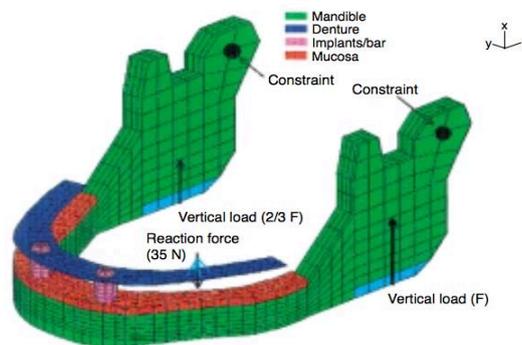


Figure 3.3 : Modélisation de Menicucci.

Il faut attendre les travaux de Van Zyl [5] et de Castano [6] pour voir des modélisations complètes de mandibules grâce à l'utilisation d'imageries médicales obtenues sur patients vivants avec l'aide de la tomographie. Un programme CAO est utilisé pour modéliser la pièce osseuse avec 41010 éléments. L'os est considéré comme orthotrope et les différents tissus sont enregistrés avec leur module de Young et leur coefficient de Poisson.

Hanson [7] en 2004 a étudié la rigidité mandibulaire dans le cas d'un patient traité avec un bridge sur 6 implants. Cette étude par la méthode d'éléments finis est faite avec une géométrie de mandibule très approximative (Figure 3.4). Sur cette figure, on voit que la branche horizontale est représentée par une section rectangulaire (10 mm de large et une hauteur variant de 7 à 31 mm). Les implants sont tous placés de manière identique dans cette mandibule simplifiée. L'os est considéré isotrope et linéairement élastique. L'os cortical a un module de Young de 15 GPa et un coefficient de Poisson de 0,3, alors que l'os trabéculaire a un module de Young de 456 MPa et un coefficient de Poisson de 0,2. La corticale présente une épaisseur homogène contrairement à la réalité anatomique.

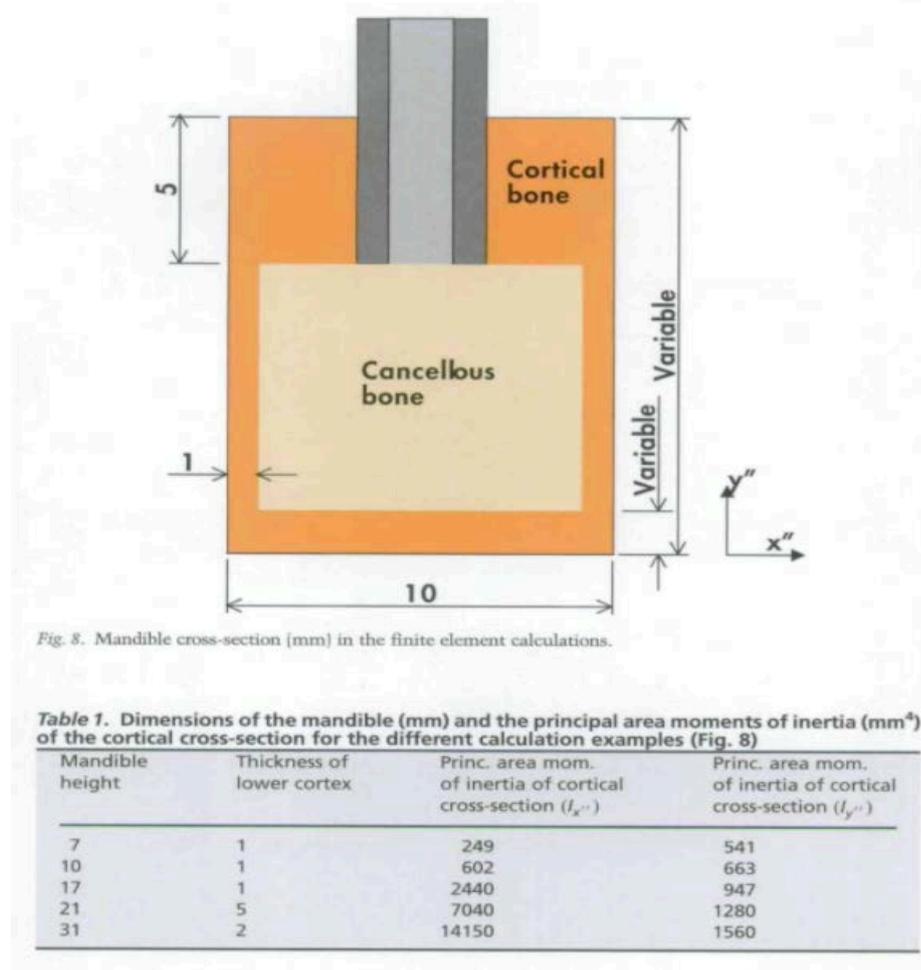


Figure 3.4 : Section de la branche horizontale selon Hanson.

Le corps mandibulaire est relié aux rami qui sont des pièces homogènes sans distinction de tissus et les ATM sont libres de leurs mouvements en latéralité. Les muscles sont insérés selon les indications de Koriouth [8] qui donne les insertions précises des muscles masticateurs (Figure 3.5). La mandibule est suspendue au masseter, au ptérygoïden médial et aux

temporaux. Une force de 50 N est appliquée à la mandibule et les interfaces os/implants sont supposées résister à la compression et au cisaillement (quelle que soit la contrainte correspondante) et à un maximum de 5 MPa en traction. Ces implants en titane possèdent les caractéristiques mécaniques suivantes :  $E = 107 \text{ GPa}$  et  $\nu = 0,3$ . Le bridge est modélisé par une barre de 4 mm x 3mm avec un module de Young de 100 GPa, un coefficient de Poisson de 0,3 et une connexion bridge/implant rigide.

Comparée aux précédentes, cette étude est plus physiologique dans la gestion des muscles mais est assez loin de la réalité anatomique, tant dans la forme du corps mandibulaire que dans l'organisation osseuse interne. De plus, la force appliquée, la même que dans d'autres études évoquées dans cet état de l'art, reste très faible.

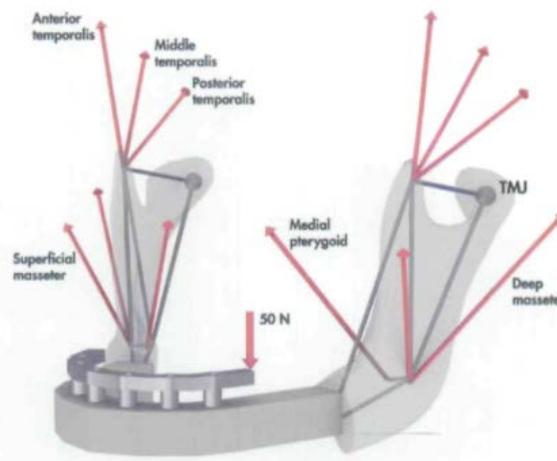


Figure 3.5 : Insertion des chefs musculaires.

En 2008, l'équipe japonaise de Sasaki [9] propose une étude par éléments finis sur une mandibule avec un bridge sur 4 implants. Le modèle est fait à partir d'une tomographie avec une corticale de 2mm. Le modèle présente 173084 éléments et 48905 nœuds. Les implants antérieurs sont droits et les postérieurs angulés à 40°. Tous les matériaux sont considérés isotropes, linéairement élastiques et continus. Les caractéristiques mécaniques retenues dans ce travail sont un module de Young de 13,7 GPa et un coefficient de Poisson de 0,3 pour la corticale, 106 GPa et 0,3 pour les implants, alors que les propriétés de l'os trabéculaire varient en fonction de 4 différentes densités. Le but de l'étude est de comparer 3 matériaux prothétiques : résine acrylique, alliage or et alliage CrCo avec une force de 100N. Cette étude se rapproche des forces occlusales moyennes ainsi que de l'anatomie réelle. Cependant, l'influence des muscles est absente et les conditions de fixation de la mandibule ne sont pas décrites.

En 2009, l'équipe Prakash [10] scanne une patiente avec une reconstruction prothétique implantaire, chaque coupe est alors redessinée sous AutoCAD puis exportée dans ANSYS. Les coupes sont réunies et traitées pour permettre l'utilisation de la méthode par éléments finis. L'étude est réalisée en condition d'isotropie et de comportement élastique linéaire. La mandibule est accrochée par ses ATM et soutenue par les muscles masticateurs suivants : masseter, temporal, ptérygoïdien médial et latéral. Une force masticatoire de 100 N est considérée et l'étude est réalisée en occlusion d'intercuspidie maximale (OIM), c'est-à-dire uniquement en force verticale uniformément répartie. Cette position ne correspond qu'aux étapes de départ et arrêt de la mastication. Elle fait fi de la boucle masticatoire ainsi que des patients développant des forces occlusales accentuées.

Dans la même année Bonnet [11] utilise presque le même procédé que Prakash à partir d'une patiente déjà réhabilitée prophétiquement. Le scanner est ici directement importé grâce aux logiciels Mimics 7-3 et 3Matic2. La reconstruction 3D se fait avec Solid-Works et Catia. Le modèle obtenu est maillé avec HyperMesh 7. Les quatre même muscles sont modélisés et positionnés toujours selon l'étude de Koriath. La force de mastication de 150 N est simulée par une pièce rigide sphérique posée sur la barre implantaire à trois endroits différents : incisif, canine et molaire. Deux modèles sont mis en œuvre, où l'épaisseur de la corticale est de 2 mm tandis que l'os, linéairement élastique, est considéré successivement isotrope et orthotrope. Les efforts de mastication restent d'intensité moyenne, sans tenir compte des valeurs extrêmes et sans intégrer la notion physiologique importante de la boucle masticatoire.

Deux années plus tard (en 2011), une autre étude est menée par Naini [12] sur la mandibule en utilisant la méthode par éléments finis. La mandibule d'un cadavre est scannée et sa géométrie reconstruite avec le logiciel Mimics. L'os trabéculaire est entouré d'un os cortical d'une épaisseur variant entre 1 et 1,5 mm. Les implants et la barre sont dessinés sous SolidWorks. Le modèle numérique est alors exporté sous Abaqus. L'os est considéré comme isotrope transverse. La force occlusale est appliquée de deux façons. Dans un premier cas, une force de 300 N répartie en trois vecteurs de 100 N est appliquée sur la molaire gauche. Dans un second cas, une force de 178N est appliquée en deux points de 89 N chacun au niveau médian incisif. Les muscles ne sont pas modélisés.

En 2014, Ferreira et son équipe [13] étudient aussi une reconstruction complète mandibulaire sur implants (de type All-on-Four) (Figure 3.6). Le modèle numérique est issu d'un patient qui a accepté que sa mandibule édentée soit scannée par cone beam. L'image est transformée par le programme Simpleware, les parties implantaires et prothétiques sont dessinées avec SolidWorks. L'étude par éléments finis est conduite sous le même logiciel. Tous les matériaux impliqués sont considérés comme isotropes, linéaires et élastiques, et tous les composants de la structure sont considérés parfaitement liés. L'ATM ne présente aucun degré de liberté de mouvements dans les trois sens de l'espace. Les muscles masseter, temporal et ptérygoïdien médial et latéral sont modélisés. Une force masticatoire de 100 N est appliquée, uniquement sur la première molaire gauche et selon un axe de 30° par rapport à l'axe de l'implant et du vestibulaire en lingual. Cette étude bloque physiologiquement les mouvements mandibulaires et s'intéresse au cisaillement molaire en latéralité.

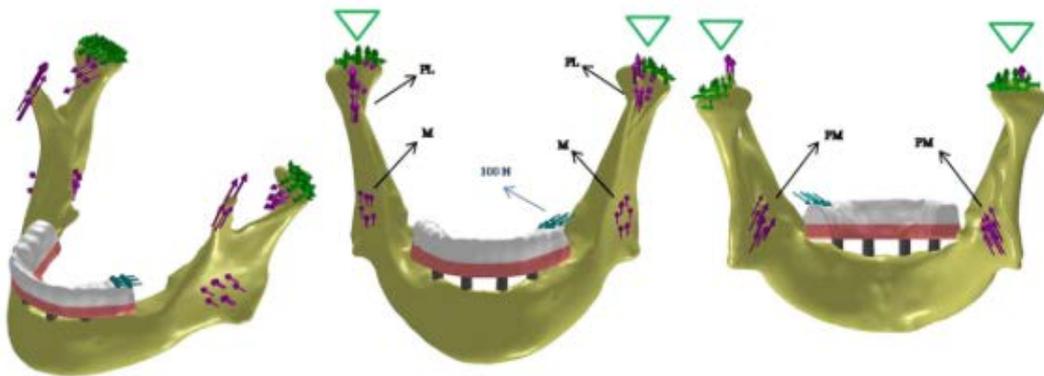


Figure 3.6 : Etude "All-on-Four" de Ferreira.

L'ensemble des avantages et des inconvénients de ces études est résumé dans le tableau 3.1. On observe qu'aucune étude n'appréhende le problème dans sa globalité, puisqu'à chaque fois des paramètres physiologiques sont écartés ou oubliés. L'ensemble de ces études ne concerne que des mastications moyennes voire faibles. Le résultat mécanique est alors souvent optimal dans ce cadre, surtout si les pièces étudiées sont surdimensionnées et ne tiennent pas compte de la dimension verticale et donc de l'espace disponible réel inter-maxillaire. Seules deux équipes ont aussi considéré la mandibule dans son contexte musculaire, les autres traitent la mandibule comme un objet posé.

Dans le modèle développé dans cette thèse, on va tenter de prendre en compte davantage de paramètres physiologiques, afin de se rapprocher au mieux de la réalité

anatomique, avec une mandibule aux épaisseurs de corticales variables, située dans son contexte d'insertion musculaire et en rétablissant un cycle masticatoire. L'homme est un omnivore et contrairement aux carnivores qui ne savent que serrer les mâchoires, l'homme fait une boucle de mastication avec la mandibule face au maxillaire.

	3D	Anat.	Mand. Entière	Muscles	Cycle Mastic.	Attache Physiol.	Isotropie	Charg. Variable
<i>Borchers</i>	oui	non	non	non	non	non	oui	non
<i>Haskelle</i>	non	oui	non	oui	non	non	oui	non
<i>Meijer</i>	oui	oui	non	non	non	non	oui	non
<i>Menicucci</i>	oui	non	oui	non	non	non	oui	non
<i>Van Zyl</i>	oui	oui	oui	non	non	non	Ortho.	non
<i>Hanson</i>	oui	50%	oui	oui	non	oui	oui	non
<i>Sasaki</i>	oui	oui	oui	non	non	non	oui	non
<i>Parkash</i>	oui	oui	oui	oui	non	oui	oui	non
<i>Bonnet</i>	oui	oui	oui	oui	non	oui	Ortho/iso	non
<i>Naini</i>	oui	oui	oui	non	Inc et Lat	non	Ani/iso	non
<i>Ferreira</i>	oui	oui	oui	oui	Lat	non	oui	non

*3D : Etude numérique avec mandibule en 3D ; Anat. : Mandibule dans sa réalité anatomique ; Mand.Entière : Numérisation entière de la mandibule ; Muscles : Insertion des muscles masticateurs sur la mandibule ; Cycle Mastic. : Retranscription des mouvements mandibulaires lors du cycle masticatoire ; Attache Physiol. : Insertion des muscles sur leurs zones anatomiques d'insertion ; Isotropie : Caractérisation des propriétés physiques de l'os ; Charg. Variable : Variation des forces masticatoires.*

*Tableau 3.1 : Comparatif des études numériques sur la mandibule.*

### **3.3. Développement du modèle par éléments finis**

#### **3.3.1. Modèle CAO paramétré**

Pour développer notre modèle éléments finis, nous nous servons, pour générer la

géométrie, d'images scanner, de format Dicom, transférées sous Catia (Figure 3.7). Pour distinguer l'os cortical et spongieux, une surface intérieure a été définie par homothétie en dupliquant la surface externe de la mandibule : la distance moyenne entre ces deux surfaces représente l'épaisseur de l'os cortical ( $T_{cb}$ ), et est l'un des paramètres considéré dans cette étude.



Figure 3.7 : Modèle CAO de la mandibule.

La prothèse est un assemblage de quatre structures : la barre, les quatre implants (deux verticaux et deux inclinés), les vis et les multibases. Les dents et la fausse gencive prothétique ne sont pas prises en compte. La sous-structure « implant-multibase-vis » a été considérée comme une unité complète : les contacts et frottements entre les différentes parties ne sont pas pris en compte dans ce modèle.

La paramétrisation de la prothèse inclut notamment les positions des crêtes dentaires, la géométrie de la barre et des implants (droits et angulés). Elle permet d'obtenir rapidement le modèle CAO de la prothèse (Figure 3.8). Le modèle CAO de la mandibule réhabilitée est ensuite obtenu par assemblage du modèle de la prothèse avec celui de la mandibule (Figures 3.9).

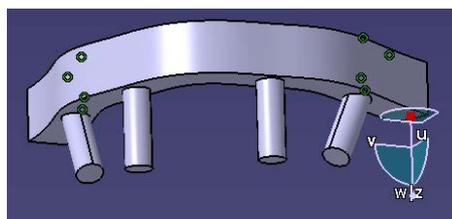


Figure 3.8 : Modèle CAO de la prothèse.

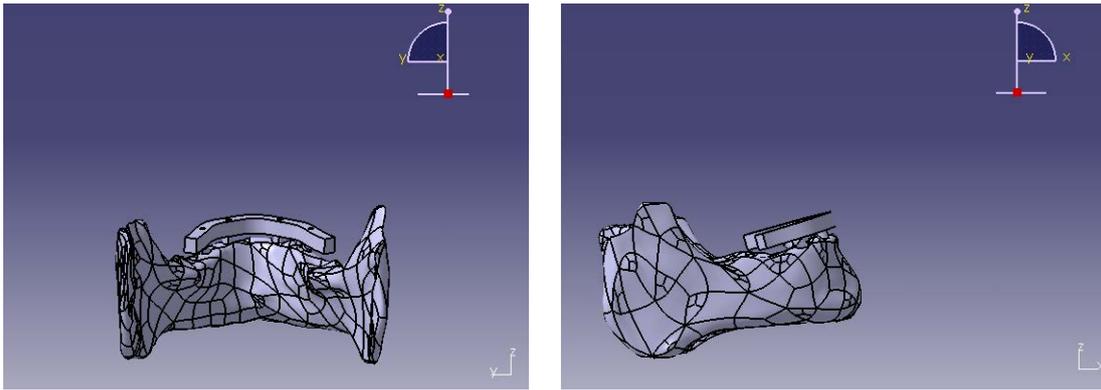


Figure 3.9 : Modèle CAO de la mandibule réhabilitée en coupe frontale (à gauche) et en coupe sagittale (à droite).

Deux sous-structures sont définies de manière paramétrable au niveau de la prothèse :

- la barre
- l'ensemble « implant + multibase + vis » avec implants verticaux et angulés.

Compte-tenu de la symétrie par rapport à X, il y a 15 paramètres pour la barre (Figure 3.10) :

- les 12 coordonnées  $(X_i, Y_i)$  des dents  $n^{\circ}i$ ,  $i = 1$  à 6
- la largeur  $L_B$
- l'épaisseur constante  $E_B$  (selon Z)
- la longueur de cantilever  $L_C$  mesurée entre l'implant angulé et l'extrémité de la barre

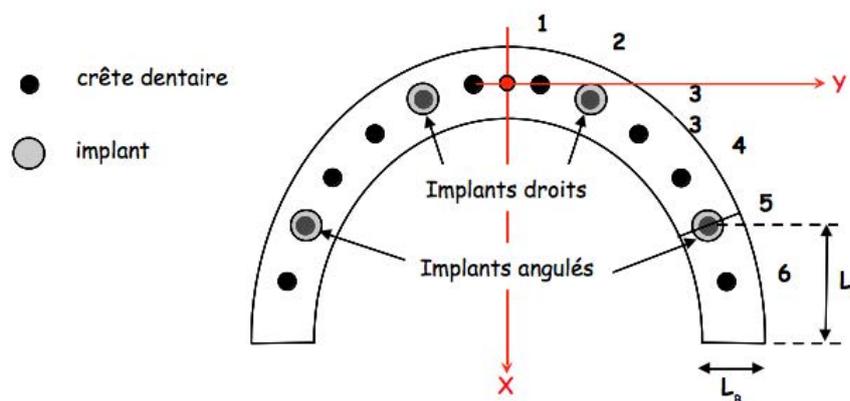


Figure 3.10 : Paramètres de la barre prothétique.

Pour l'ensemble implant vertical (implant, multibase et vis) 5 paramètres sont définis (Figure 3.11 gauche) :

- la longueur d'implant  $L_I$
- le diamètre d'implant bas  $D_B$
- le diamètre d'implant haut  $D_H$
- la hauteur de la multibase  $H_{MB}$
- l'angulation de la multibase  $\alpha_{MB}$

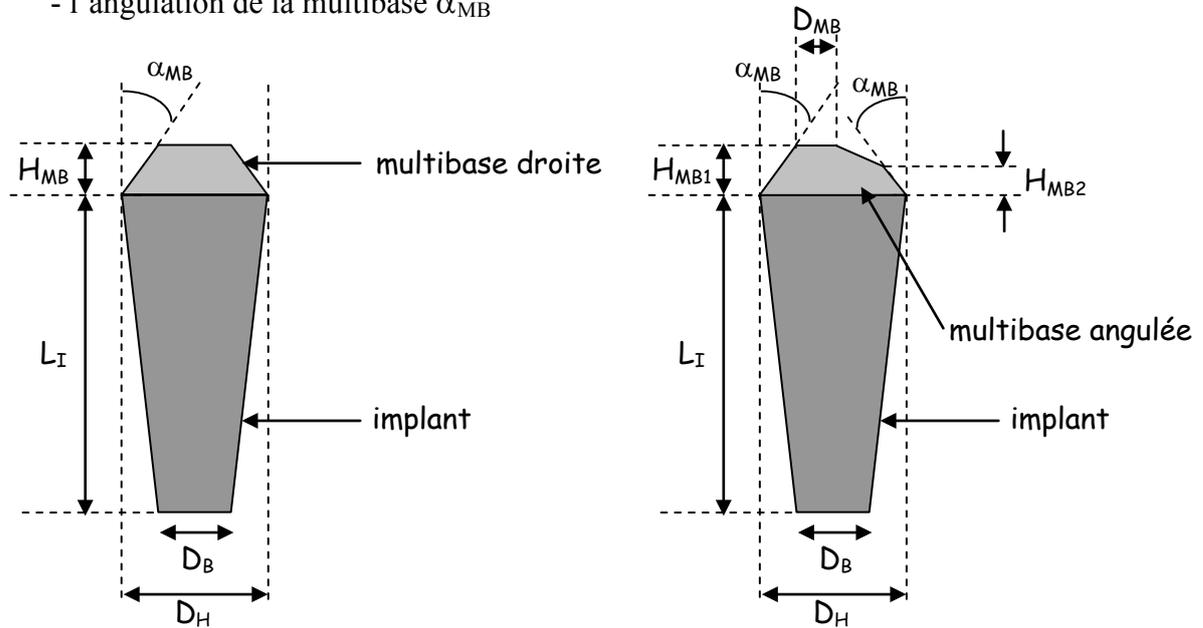


Figure 3.11 : Paramètres des implants verticaux (à gauche) et angulés (à droite).

Pour l'ensemble implant angulé (implant, multibase et vis), 7 paramètres sont retenus (Figure 3.11 droite) :

- la longueur d'implant  $L_I$
- le diamètre d'implant bas  $D_B$
- le diamètre d'implant haut  $D_H$
- la 1ère hauteur de la multibase  $H_{MB1}$
- la 2ème hauteur de la multibase  $H_{MB2}$
- l'angulation de la multibase  $\alpha_{MB}$
- le diamètre supérieur de la multibase  $D_{MB}$

Les multibases sont encastrées dans la barre : les multibases droites le sont entièrement, tandis que les multibases angulées le sont partiellement (Figure 3.12). L'axe moyen des implants angulés est contenu dans le plan passant par les repères dentaires 5 et 6 et perpendiculaire au plan XY. En principe, les plans supérieurs des implants droits et angulés sont parallèles. En

pratique, les implants sont positionnés par opération booléenne (retrait de matière) dans la barre : le plus simple est donc d'utiliser un paramètre supplémentaire : l'inclinaison  $\beta$ .

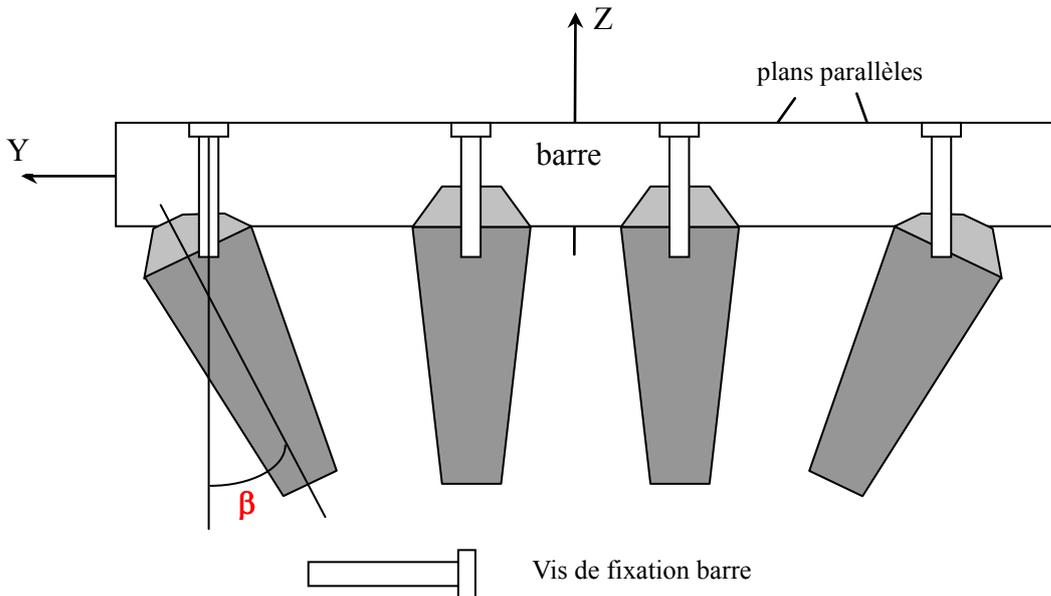
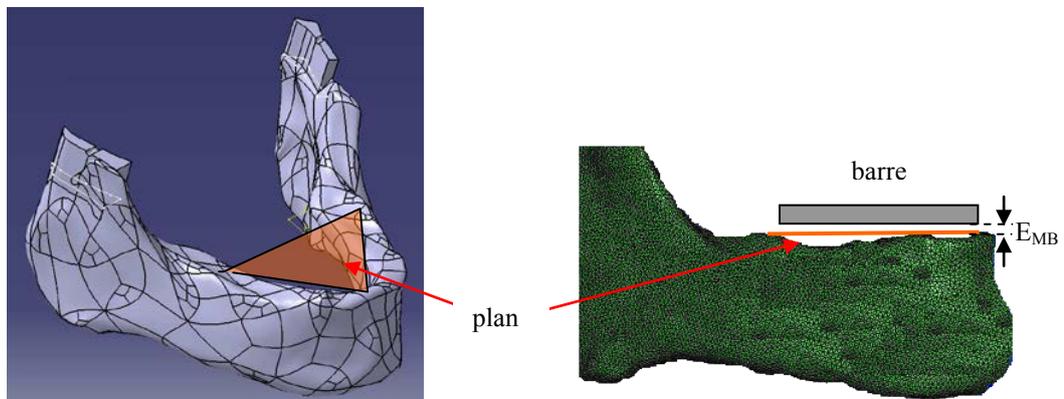


Figure 3.12 : Connexion barre implant avec multibase.



Figures 3.13 et 3.14 : Définition du plan mandibulaire et positionnement de la barre par rapport à la mandibule avec l'espace mandibulaire.

L'assemblage « barre+implants » est positionné dans le modèle numérique de la mandibule. Le plan de la barre est positionné parallèlement à un plan défini par trois points choisis manuellement sur la mandibule (dénommé « plan mandibulaire ») (Figure 3.13), et décalé d'une distance paramétrée  $E_{MB}$  (épaisseur entre le plan mandibulaire et la barre) (Figure 3.14). Au final, le modèle complet est donc entièrement paramétré par 29 variables (sans tenir

compte du plan mandibulaire).

### 3.3.2. Maillage

Pour analyser les déplacements, déformations et contraintes au sein de la mandibule et de la prothèse, des simulations par éléments finis en approche déplacements ont été réalisées avec le logiciel Abaqus V6.10-2. Le cadre de l'élasticité linéaire des matériaux isotropes, en petites déformations, a été considéré. Des éléments finis à 3 facettes triangulaires (R3D3) ont été utilisés pour modéliser le plan rigide, alors que des éléments tétraèdres à 4 nœuds (C3D4) ont été considérés pour la mâchoire inférieure et la prothèse. Le maillage final retenu pour le calcul comprenait respectivement 3628, 10903, 281007, 182399, 1080 et 1050 éléments finis, pour le plan rigide, la barre, l'os cortical, l'os spongieux, les implants et les implants inclinés droits. Ces maillages ont été obtenus après une étude préliminaire de la sensibilité à la densité du maillage. Ils correspondent à un compromis optimal entre la convergence et de la charge CPU.

### 3.3.3. Matériaux

Quatre matériaux ont été examinés pour la barre : céramique polycristalline de zircon (Zr), alliage de titane (Ti), alliage d'or (Au) et alliage de nickel-titane (NiTi). Un seul (Ti) a été considéré pour les implants, les multibases et les vis.

Trois épaisseurs de l'os cortical ont été envisagées:  $T_{cb} = 1 \text{ mm}$ ,  $1.5 \text{ mm}$  et  $2 \text{ mm}$ .

	Zr	Ti	Au	NiTi	Os cortical	Os spongieux
Module d'Young (GPa)	200	109	93	78	11,7	0,315
Coefficient de Poisson	0,3	0,31	0,39	0,3	0,258	0,29

*Tableau 3.2. Caractéristiques mécaniques des matériaux utilisés.*

L'influence de l'anisotropie de l'os sur le comportement biomécanique de la mandibule a été précédemment étudiée [11]. Ici, le comportement mécanique de la mâchoire prothétique a été analysé par rapport à une mâchoire non-prothésée. Ainsi, tous les matériaux, y compris l'os cortical et spongieux, ont été considérés comme élastiques, linéaires, homogènes et

isotropes. A chacun des matériaux, il a été affecté les valeurs du module d'Young et du coefficient de Poisson résumées dans le tableau 3.2. Les paramètres utilisés pour les tissus osseux correspondent à des valeurs moyennes de la littérature.

### 3.3.4. Conditions de chargement

Le modèle a été utilisé pour simuler trois étapes importantes du cycle masticatoire :

- L'incision correspondant au bout à bout incisif (INC) qui est une propulsion mandibulaire avec un contact sur les bords libres incisifs. Cette phase masticatoire permet la préhension de la nourriture et sa section.
- L'occlusion d'intercuspidie maximale (ICP) correspond à la position inter-maxillaires présentant un maximum de contacts dento-dentaires. Cette phase se produit au début de la mastication et lors de la déglutition, ainsi que pendant les para-fonctions (bruxisme).
- RMOL représente le serrage en latéralité droite, c'est une phase primordiale des cycles masticatoires des omnivores, elle est indispensable à la formation du bol alimentaire.

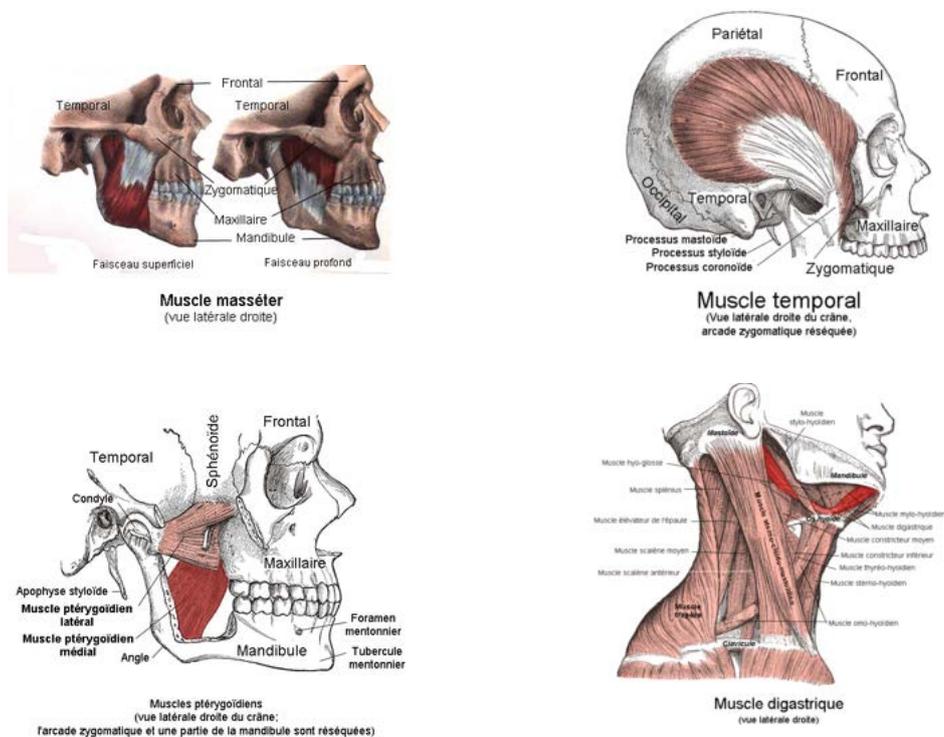
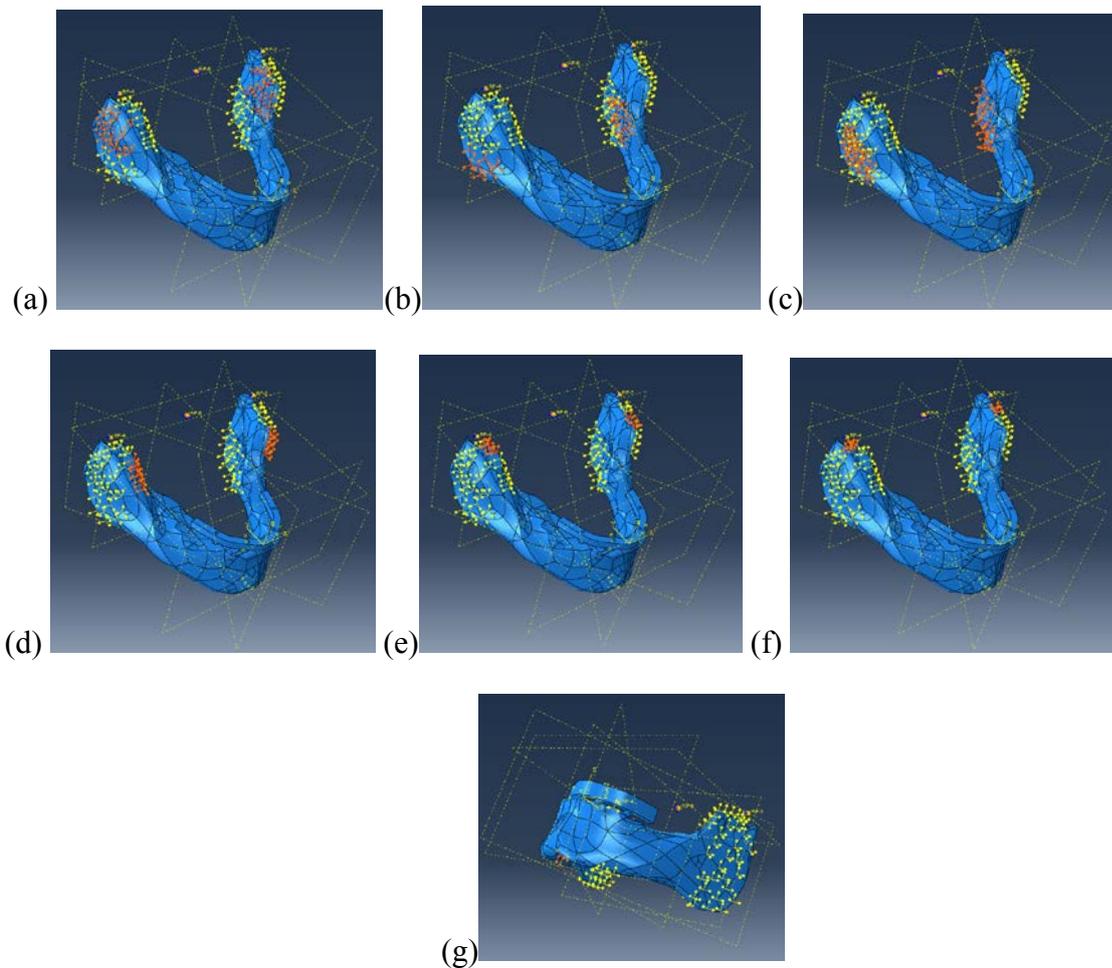


Figure 3.15. Principaux actionneurs musculaires utilisés (Schémas Wikipédia).

De multiples forces ponctuelles ont été considérées pour simuler les efforts musculaires sur de larges zones d'insertions. Six paires de muscles masticatoires et un muscle médian ont été pris en considération : le masséter superficiel, le masséter profond, le ptérygoïdien interne, le temporal antérieur, le temporal moyen, temporal postérieur et le digastrique antérieur (Figure 3.15).



*Figure 3.16. Modélisation des principaux actionneurs musculaires.*

*(a)masséter superficiel (b)masséter profond (c)ptérygoïdien interne (d)temporal antérieur  
(e)temporal moyen (f)temporal postérieur et (g)digastrique antérieur*

Chaque muscle, supposé être attaché directement à l'os, a été modélisé en utilisant des groupes de forces parallèles (figure 3.16). La direction de chaque force musculaire est représentée par un vecteur unitaire dont les composantes (cosinus directeurs) proviennent de la littérature [14] (Tableau 3.3).

L'intensité de chaque force musculaire pendant la contraction a été supposée être le produit de la force isométrique maximale (la force dans des conditions optimales, obtenue à partir de la surface de section transversale physiologique du muscle et de la contrainte maximale développée par une fibre musculaire squelettique) avec l'activation musculaire (le rapport ou valeur à l'échelle de la contraction musculaire par rapport à son activité maximale possible dans chaque étape).

Les forces isométriques maximales et les activations de ces sept muscles de la mastication dans les trois stades masticatoires examinées dans cette étude ont été trouvées dans la littérature [14] (tableau 3.4).

	Côté droit			Côté gauche		
	Cos-x	Cos-y	Cos-z	Cos-x	Cos-y	Cos-z
Masseter superficiel	-0.207	-0.419	0.884	0.207	-0.419	0.884
Masseter profond	-0.546	0.358	0.758	0.546	0.358	0.758
Pterygoidien interne	0.486	-0.373	0.791	-0.486	-0.373	0.791
Temporal antérieur	-0.149	-0.044	0.988	0.149	-0.044	0.988
Temporal moyen	-0.222	0.500	0.837	0.222	0.500	0.837
Temporal postérieur	-0.208	0.855	0.474	0.208	0.855	0.474
Digastrique antérieur	-0.244	0.940	-0.237	0.244	0.940	-0.237

Tableau 3.3. Cosinus directeurs des forces musculaires.

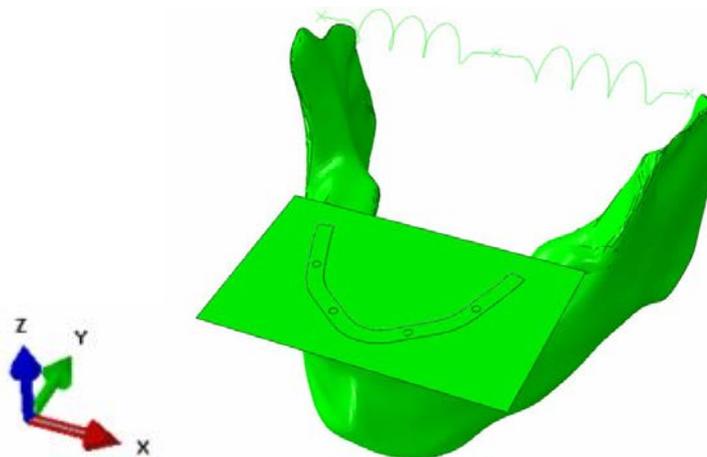
	Force isométrique max (N)	Activation musculaire					
		ICP		INC		RMOL	
		droit	gauche	droit	gauche	Droit	gauche
Masseter superficiel	190.4	1	1	0.40	0.40	0.72	0.60
Masseter profond	81.6	1	1	0.26	0.26	0.72	0.60
Pterygoidien interne	174.8	0.76	0.76	0.78	0.78	0.84	0.60
Temporal antérieur	158	0.98	0.98	0.08	0.08	0.73	0.58
Temporal moyen	95.6	0.96	0.96	0.06	0.06	0.66	0.67
Temporal postérieur	75.6	0.94	0.94	0.04	0.04	0.59	0.39
Digastrique antérieur	40.0	0.28	0.28	0.50	0.50		

Tableau 3.4 : Forces isométriques maximales des muscles et coefficient d'activité musculaire lors des différentes phases masticatoires.

### 3.3.5. Conditions aux limites

Chaque surface condylienne a été reliée de façon rigide à un point assimilé au centre de l'articulation temporo-mandibulaire de référence. Un repère anatomique (X, Y, Z) a été défini : les plans XZ, YZ et XY sont les plans frontal, sagittal et horizontal, respectivement. Les centres de l'articulation temporo-mandibulaire (A.T.M) droite et gauche ont été autorisés à se déplacer selon la direction de l'axe X, et à tourner autour de l'axe Y et de l'axe Z : les mouvements de translation le long de l'axe Y et l'axe Z, et de rotation autour de l'axe X ont été bloqués (Figure 3.17).

Afin de prendre en compte l'effet des structures anatomiques entre les deux condyles (muscles profonds, des tissus conjonctifs, des ligaments, qui limitent le mouvement de l'os mandibule), un troisième point de référence fixe a été défini à mi-chemin sur une droite entre les deux A.T.M droite et gauche et relié à droite et à gauche par des ressorts élastiques. La rigidité de ces ressorts (50 N/mm) a été choisie après plusieurs calculs itératifs afin que la convergence temporo-mandibulaire naturelle médiane de la mandibule non-prothétique soit respectée. Chen [15] a montré que cette convergence au cours de la mastication se trouve entre 0 et 2,4 mm. Pour cette étude, une convergence moyenne a été choisie (un écartement transversal entre les deux condyles en ICP d'environ 1,6 mm, et une fermeture transversale entre les deux condyles d'environ 1,4 mm en INC).



*Figure 3.17 : Repère anatomique (X, Y, Z), ressorts élastiques inter-condyliens et plan rigide de contact.*

Les contacts entre les différentes structures (os cortical et spongieux, les implants et l'os mandibulaire, les implants et le cadre) ont tous été considérés comme des contacts collants.

Pour modéliser le contact avec la mâchoire lorsque la mâchoire inférieure est déformée par les actions musculaires, un plan rigide a été défini de manière tangentielle par rapport au plan supérieur du cadre (Figure 3.17). En conséquence, les forces de réaction mesurées sur ce plan de contact permettent un accès indirect aux forces occlusales.

### **3.4. Résultats**

#### **3.4.1. Influence des paramètres matériaux**

Nous nous sommes intéressés aux résultats suivants :

- la configuration déformée de la barre, par le biais des déplacements horizontaux (selon l'axe X) et verticaux (selon l'axe Z) (Tableau 3.5)
- les contraintes équivalentes de Von Mises dans la barre (Figures 3.18, 3.19, 3.20)
- la configuration déformée de la mandibule, par le biais des déplacements horizontaux (selon l'axe X) et verticaux (selon l'axe Z) (Tableau 3.6) (Figure 3.21)
- les contraintes équivalentes de Von Mises aux interfaces os/implants (Figures 3.22 et 3.23).

		Déplacements verticaux (mm)				Déplacements horizontaux (mm)			
$T_{cb}$		Ti	Zr	Au	NiTi	Ti	Zr	Au	NiTi
(mm)									
ICP	1	0,005	0,004	0,005	0,005	0,244	0,200	0,253	0,265
	1,5	0,004	0,004	0,004	0,004	0,210	0,177	0,216	0,225
	2	0,004	0,004	0,004	0,004	0,179	0,154	0,184	0,189
INC	1	0,044	0,044	0,044	0,043	-0,154	-0,126	-0,159	-0,167
	1,5	0,035	0,035	0,035	0,034	-0,134	-0,112	-0,138	-0,144
	2	0,030	0,030	0,030	0,030	-0,116	-0,099	-0,119	-0,123
RMOL	1	0,068	0,066	0,068	0,068	0,045	0,039	0,047	0,049
	1,5	0,057	0,056	0,057	0,058	0,041	0,035	0,042	0,043
	2	0,050	0,049	0,050	0,050	0,035	0,031	0,037	0,038

Tableau 3.5 : Déplacements verticaux et horizontaux de la barre en fonction des matériaux, de l'épaisseur de corticale ( $T_{cb}$ ) et de la phase masticatoire.

- **Transformation de la barre prothétique**

Pour la transformation (configuration déformée) de la barre, les plus faibles valeurs de déplacements sont mesurées en vertical. Ces déplacements verticaux sont les plus importants en phase RMOL, suivie par les phases INC et enfin ICP. L'amplitude des déplacements verticaux diminue avec l'augmentation de la valeur de l'épaisseur de l'os cortical  $T_{cb}$  et n'est pas influencée par le type de matériau, contrairement aux déplacements horizontaux qui dépendent de l'épaisseur de l'os cortical, ainsi que de la rigidité du matériau (Tableau 3.5).

- **Contraintes dans la barre prothétique**

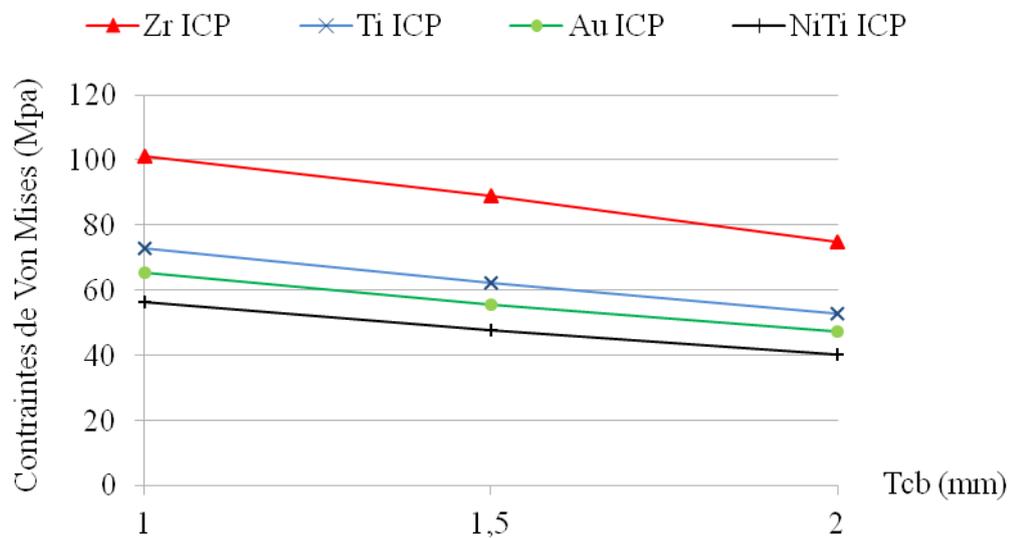


Figure 3.18 : Contraintes de Von Mises dans la barre en phase masticatoire ICP selon l'épaisseur de corticale et pour différents matériaux.

Les figures 3.18, 3.19 et 3.20 montrent l'évolution des contraintes équivalentes de Von Mises dans la barre prothétique, selon la phase masticatoire ICP, INC ou RMOL, respectivement, pour différents matériaux et différentes épaisseurs d'os cortical. On observe que les contraintes diminuent en fonction de l'épaisseur de corticale et de la rigidité du matériau. En effet, elles diminuent lorsqu'on augmente la valeur de l'épaisseur corticale ou l'on réduit la rigidité du matériau testé pour la barre.

En comparant les trois étapes de la mastication, on constate que les contraintes les plus faibles sont observées au cours de la phase INC. La phase ICP affiche les valeurs les plus

élevées en présence d'un os cortical mince. En revanche, au cours de RMOL, avec une épaisseur corticale de 1,5 ou 2 mm, les contraintes observées sont équivalentes ou supérieures à celles enregistrées pendant la phase ICP. Les valeurs avec une barre en zirconne sont près du double de celles observées avec une barre en NiTi.

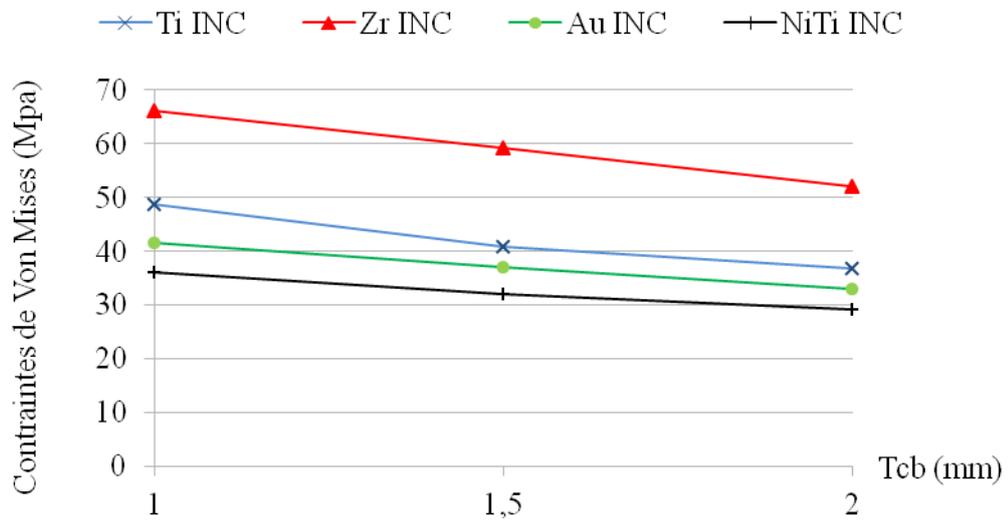


Figure 3.19 : Contraintes de Von Mises dans la barre en phase masticatoire INC selon l'épaisseur de corticale et pour différents matériaux.

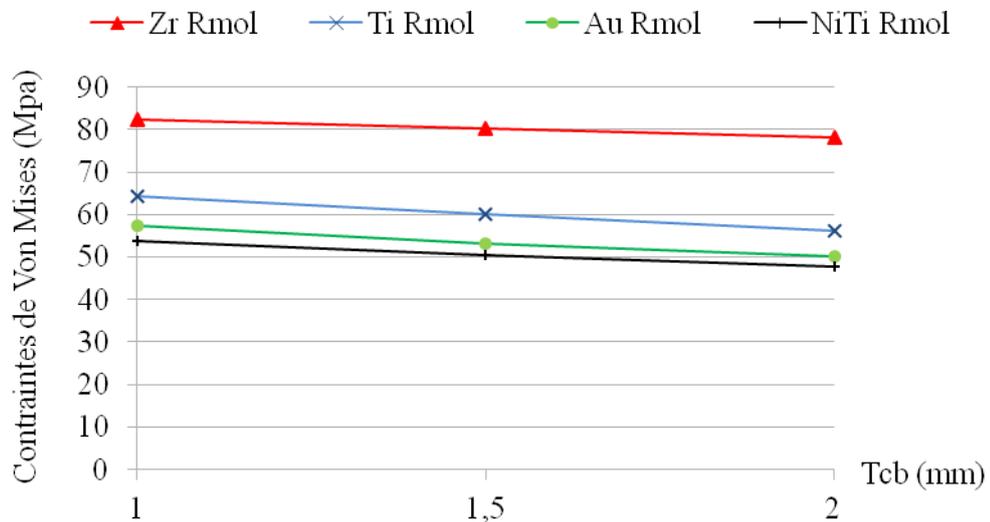


Figure 3.20 : Contraintes de Von Mises dans la barre en phase masticatoire RMOL selon l'épaisseur de corticale et pour différents matériaux.

- **Transformation de la mandibule**

La figure 3.21 montre la mandibule nue dans ses configurations non déformée et déformée, selon les trois phases de mastication (coefficient d'amplification de la configuration déformée : 50). Durant ICP et INC, la transformation se situe surtout dans le plan horizontal (XY), sans verticalisation du corps mandibulaire. Selon la direction X, la distance intercondylienne présente une amplitude de 3 mm entre les phases INC et ICP, avec un écartement maximum de 1,6 mm pendant l'intercuspidie maximale et un rapprochement de 1,4 mm pendant le serrage incisif. Durant la phase RMOL, la transformation de la mandibule a lieu dans les 3 plans de l'espace, mais surtout le long des axes X et Z.

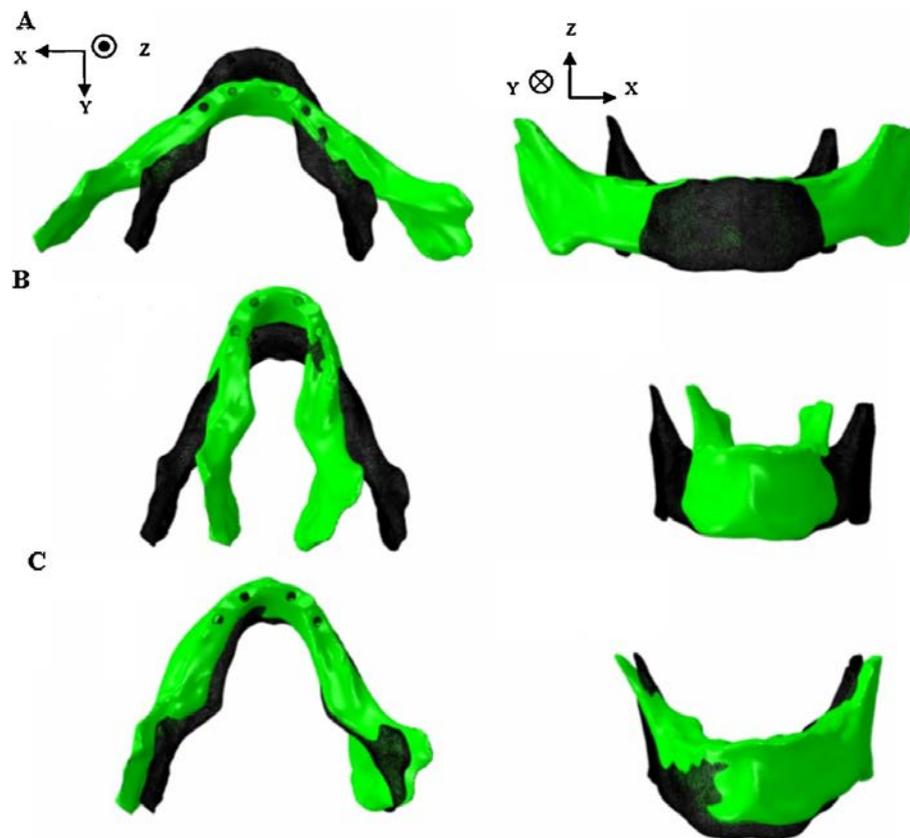


Figure 3.21 : Mandibule non réhabilitée déformée (en vert) et non déformée (en noir) durant les phases masticatoires ICP(A), INC(B) et RMOL (C).

Le tableau 3.6 compare les déplacements du corps mandibulaire lors des trois phases masticatoires sur une mandibule non réhabilitée et une mandibule réhabilitée. L'influence du choix du matériau y est étudiée, pour différentes épaisseurs corticales.

On constate que, sauf pour la phase INC, les mouvements verticaux du corps mandibulaire sont sensiblement restreints avec la barre prothétique. Les valeurs croissantes de l'épaisseur de

l'os cortical entraînent une diminution de l'amplitude des déplacements verticaux et des déplacements horizontaux des deux mandibules (réhabilitée ou non) et ce, lors de toutes les phases masticatoires. Les déplacements horizontaux de la mandibule sont négligeables au cours de RMOL.

		Déplacements verticaux (mm)					Déplacements horizontaux (mm)									
		Teb (mm)					Mandibule nue									
	ICP	2	1,5	1		Zr	Ti	Au	NiTi		Zr	Ti	Au	NiTi	Mandibule nue	
		0,061	0,071	0,086	0,036	0,042	0,055	0,065	0,077	0,093	0,885	1,068	1,384	1,400	1,420	1,615
		0,062	0,072	0,087	0,037	0,042	0,053	0,067	0,079	0,096	0,930	1,126	1,384	1,400	1,420	1,615
		0,062	0,072	0,087	0,037	0,042	0,053	0,067	0,079	0,097	0,937	1,138	1,400	1,420	1,615	1,615
		0,062	0,072	0,087	0,037	0,042	0,053	0,067	0,080	0,097	0,885	1,068	1,384	1,400	1,420	1,615
		<b>0,154</b>	<b>0,162</b>	<b>0,182</b>	<b>0,043</b>	<b>0,047</b>	<b>0,055</b>	<b>0,093</b>	<b>0,112</b>	<b>0,133</b>	<b>0,937</b>	<b>1,138</b>	<b>1,400</b>	<b>1,420</b>	<b>1,615</b>	<b>1,615</b>
		0,209	0,228	0,261	-0,899	-1,039	-1,253	0,885	1,068	1,306	0,885	1,068	1,306	1,400	1,420	1,615
		0,209	0,229	0,255	-0,923	-1,075	-1,301	0,930	1,126	1,384	0,930	1,126	1,384	1,400	1,420	1,615
		0,210	0,229	0,262	-0,932	-1,083	-1,310	0,937	1,138	1,400	0,937	1,138	1,400	1,420	1,615	1,615
		0,210	0,230	0,262	-0,939	-1,092	-1,322	0,948	1,152	1,420	0,948	1,152	1,420	1,420	1,615	1,615
		<b>0,294</b>	<b>0,327</b>	<b>0,371</b>	<b>-0,994</b>	<b>-1,163</b>	<b>-1,421</b>	<b>1,061</b>	<b>1,318</b>	<b>1,615</b>	<b>1,061</b>	<b>1,318</b>	<b>1,615</b>	<b>1,615</b>	<b>1,615</b>	<b>1,615</b>

Tableau 3.6 : Déplacements verticaux et horizontaux de la mandibule édentée (nue) en comparaison avec les mandibules réhabilitées en fonction de l'épaisseur de corticale, du matériau et de la phase masticatoire.

• **Contraintes aux interfaces os/implants**

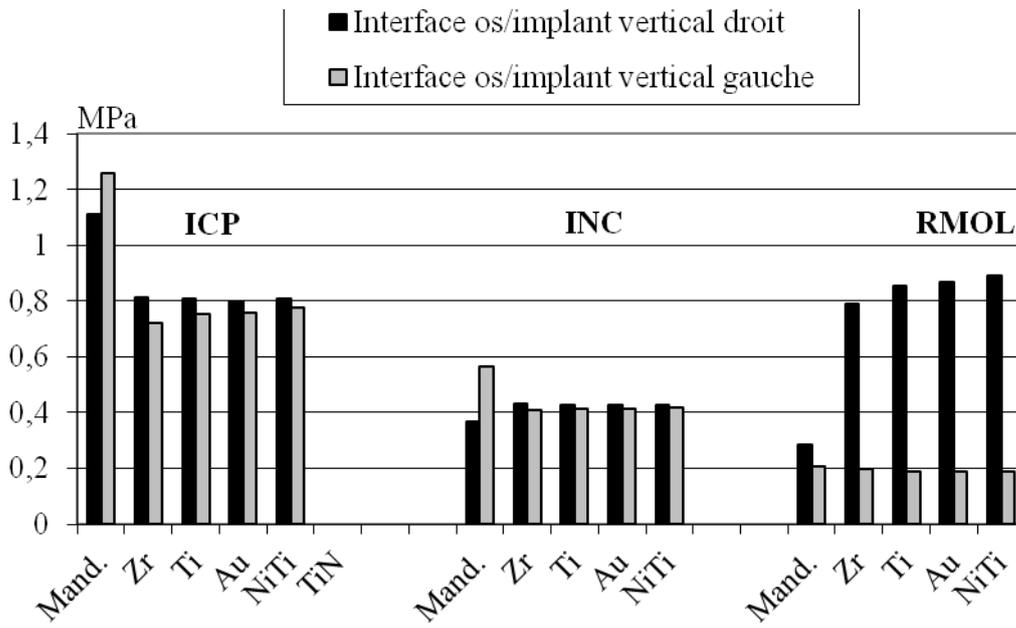


Figure 3.22 : Comparaison des contraintes de Von Mises à l'interface de l'os et des implants verticaux droit et gauche, entre la mandibule avec et sans prothèse, et pour une corticale de 1 mm, pendant les phases masticatoires ICP, INC et RMOL.

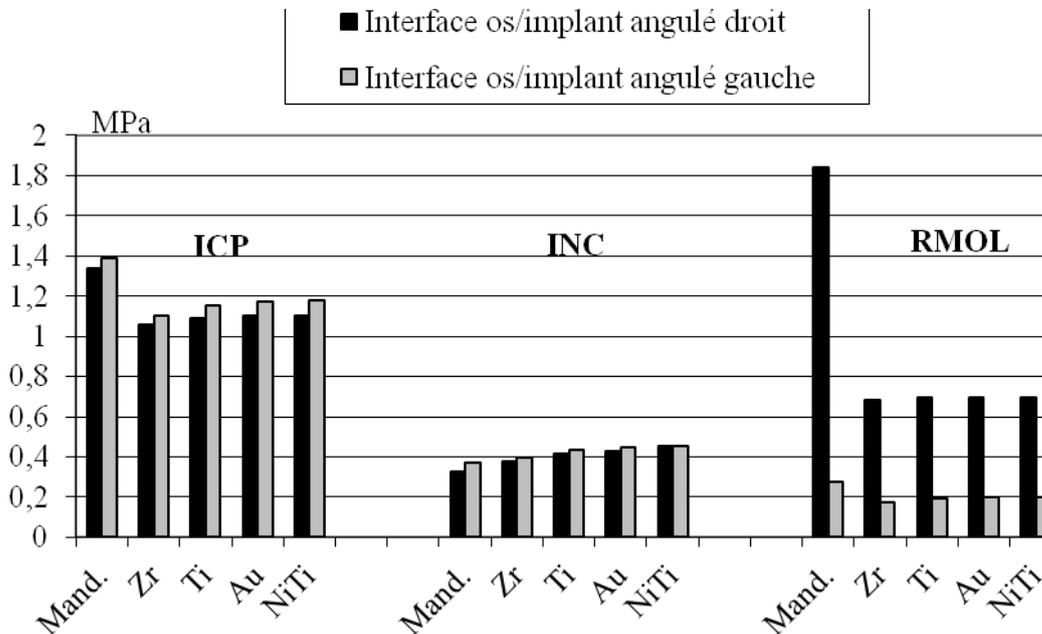


Figure 3.23 : Comparaison des contraintes de Von Mises à l'interface de l'os et des implants angulés droit et gauche, entre la mandibule avec et sans prothèse, et pour une corticale de 1 mm, pendant les phases masticatoires ICP, INC et RMOL.

Les contraintes maximales de Von Mises aux interfaces os/implant sont représentées sur les figures 3.22 et 3.23, pour les deux implants verticaux et les deux implants inclinés, respectivement. Ces contraintes correspondent à une épaisseur d'os cortical de 1 mm.

Ces figures permettent de comparer les contraintes aux interfaces os/implants, selon le matériau choisi pour le cadre prothétique, aux contraintes maximales obtenues au même endroit dans le tissu osseux avec une mandibule nue (colonne « Mand »).

Dans la mandibule nue, on observe que les contraintes maximales de Von Mises se trouvent à l'interface entre l'os et l'implant incliné droit, pendant la phase RMOL. En dehors de ce cas, les contraintes les plus élevées sont obtenues au cours de la phase ICP, puis pendant la phase INC et enfin pendant la phase RMOL.

La présence d'une barre prothétique modifie la répartition des contraintes aux interfaces os/implants.

Ainsi, pendant la phase ICP, la rigidification de la mandibule réhabilitée entraîne la diminution de 20 à 40% des contraintes de Von Mises. L'influence de la rigidité du matériau de l'infrastructure prothétique n'est pas significative pour les implants axiaux, elle l'est un peu plus pour les implants angulés. En effet, on peut constater que plus le module de Young de la barre diminue, plus les contraintes aux interfaces os/implants sont proches de celles obtenues dans la mandibule nue.

Les phases INC et ICP étant globalement symétriques, on s'attend, pendant ces phases masticatoires, à obtenir des valeurs de contraintes osseuses symétriques au niveau des interfaces os/implant gauche et os/implant droit, que les implants soient verticaux ou angulés. C'est bien ce que l'on observe dans les mandibules réhabilitées. Cependant, on constate que dans la mandibule nue, l'interface os/implant vertical gauche présente une valeur de contrainte dissymétrique par rapport à l'interface os/implant vertical droit. Ceci s'explique par le fait que le dernier tiers de l'implant vertical gauche se situe nettement dans l'os cortical vestibulaire, alors que les trois autres implants sont situés entièrement dans l'os trabéculaire (Figure 3.24). En conséquence, cette valeur nettement dissymétrique n'est pas représentative par rapport aux autres valeurs enregistrées à l'intérieur de l'os trabéculaire. Pendant la phase INC, on constate que la prothèse entraîne une légère augmentation de la contrainte à l'interface os/implant, en particulier pour les implants angulés. En phase ICP, on observe au contraire que la prothèse provoque une diminution de cet état de contrainte.

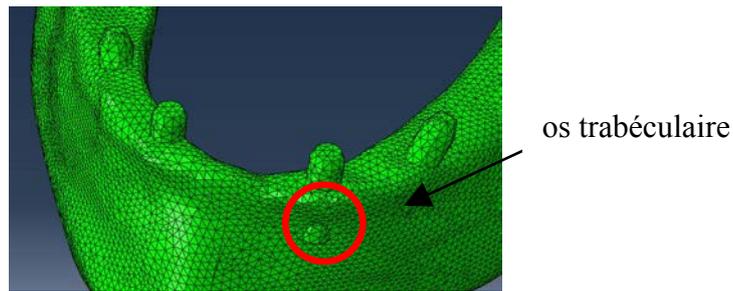


Figure 3.24 : Position du dernier tiers de l'implant vertical gauche au sein de la corticale vestibulaire.

Pendant la phase RMOL, la complexité de la flexion mandibulaire influence les résultats. En effet, au cours de cette étape de mastication, les mouvements se font dans les trois directions de l'espace. Les contraintes sont logiquement supérieures sur le côté travaillant (côté droit) de la mandibule. La rigidité du matériau de la barre n'a aucune influence sur les contraintes observées à l'interface os/implant angulé droit et os/implant vertical gauche. Son influence est mineure sur les contraintes obtenues au niveau des deux autres interfaces. Les plus fortes différences entre la mandibule nue et la mandibule restaurée sont enregistrées pendant RMOL, en particulier pour les interfaces os/implants verticaux.

### 3.4.2. Influence des paramètres géométriques

Les résultats du paragraphe précédent ont montré que les déplacements mandibulaires verticaux sont négligeables et indépendants du matériau choisi pour la barre prothétique. Une nouvelle étude est conduite pour analyser le comportement de la mandibule en fonction d'autres paramètres géométriques de la prothèse, à savoir l'épaisseur  $E_b$  de la barre (4 mm, 6 mm, 8 mm) et le degré d'inclinaison des implants distaux ( $35^\circ$ ,  $40^\circ$ ,  $45^\circ$ ).

Dans les mouvements horizontaux, nous avons constaté que le NiTi est le matériau qui respecte le plus la cinématique du corps mandibulaire. Pour aller plus loin dans la recherche du biomimétisme, un nouveau matériau, caractérisé par un module de Young plus faible que celui du NiTi, est testé : il s'agit de l'alliage TiNb, dont le module d'élasticité de 30 GPa se rapproche au plus près du module de Young de l'os cortical [16].

• *Influence de l'épaisseur de la barre prothétique*

	Phase de mastication	Ti	TiNb	Mandibule nue
		Ux (mm)	Ux (mm)	Ux (mm)
Eb = 4 mm	ICP	1,1274	1,2076	1,3180
	INC	-1,0760	-1,1260	-1,1630
	RMOL	0,2294	0,2342	0,3270
Eb = 6 mm	ICP	1,0895	1,1916	1,3180
	INC	-0,8135	-0,8583	-1,1630
	RMOL	0,2290	0,2341	0,3270
Eb = 8 mm	ICP	1,0599	1,1770	1,3180
	INC	-1,0343	-1,1066	-1,1630
	RMOL	0,2285	0,2338	0,3270

*Tableau 3.7 : Déplacements horizontaux mandibulaires avec les barres Ti et TiNb en fonction de l'épaisseur Eb et des phases masticatoires, comparés aux déplacements de la mandibule sans prothèse.*

Les résultats pour les différentes phases masticatoires sont représentés dans le tableau 3.7 et les figures 3.25, 3.26, 3.27, pour le Ti et TiNb, en comparaison avec la mandibule nue. Seuls les déplacements horizontaux selon X sont étudiés car ce sont les plus significatifs. Cette étude est faite avec une corticale de 1,5 mm d'épaisseur.

Les écarts observés entre les deux matériaux dans le déplacement horizontal varient entre 2 % et 11 %. Les courbes ont la même allure quelque soit le matériau et ont un comportement linéaire décroissant en fonction de l'épaisseur de barre dans les phases ICP et RMOL. En INC, c'est pour la barre d'épaisseur moyenne (6 mm) que l'on obtient les plus faibles déplacements. D'un point de vue comportemental, on peut estimer que pour la barre d'épaisseur 4 mm, il n'y a pas de réelle différence entre les matériaux NiTi et TiNb puisque les écarts sont compris entre 2 et 7 %. Mais plus l'épaisseur est importante, et plus l'écart augmente. L'épaisseur croissante de la barre rigidifie logiquement la mandibule et restreint ses mouvements physiologiques : plus la barre est épaisse, plus le module de Young doit être

faible pour ne pas contraindre la mandibule. Aussi, il ne faut pas perdre de vue la meilleure bio-intégration du Niobium par rapport au Nickel. Le TiNb offre donc de meilleurs résultats au niveau du comportement mécanique, et ce dans toutes les configurations, qui s'explique par une diminution de la rigidité du matériau. En outre, une autre caractéristique particulièrement appréciable du TiNb est qu'il est exempt de Ni toxique pour l'organisme, ce qui en fait un matériau de choix, tant pour son comportement mécanique que pour ses propriétés de biocompatibilité.

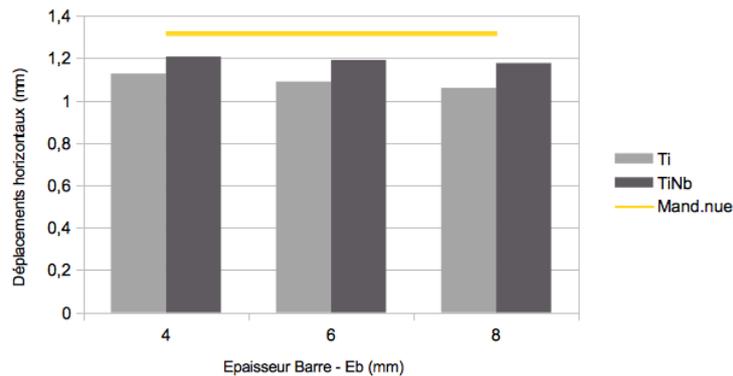


Figure 3.25 : Comparaison des déplacements horizontaux en phase ICP entre la mandibule nue et la mandibule avec des barres de différentes épaisseurs.

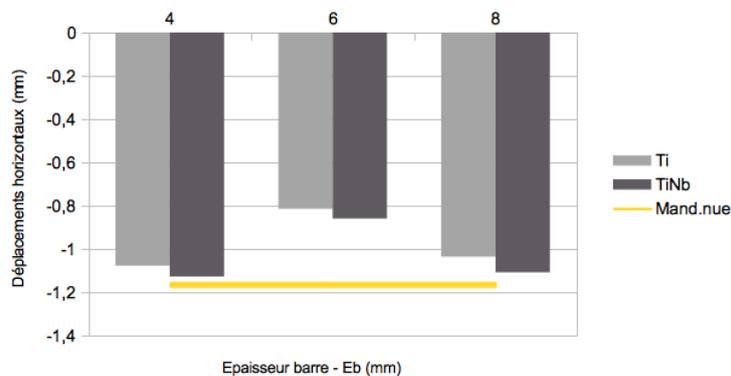


Figure 3.26 : Comparaison des déplacements horizontaux en phase INC entre la mandibule nue et la mandibule avec des barres de différentes épaisseurs.

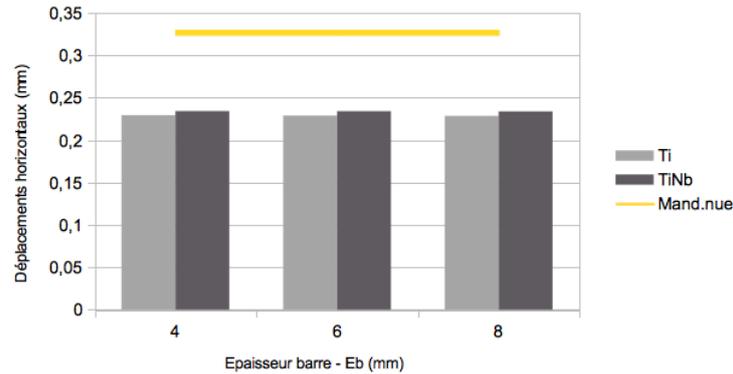


Figure 3.27 : Comparaison des déplacements horizontaux en phase RMOL entre la mandibule nue et la mandibule avec des barres de différentes épaisseurs.

- **Influence de l'inclinaison des implants angulés**

L'étude de l'influence de l'inclinaison des implants angulés postérieurs a été faite en affectant à cet angle les valeurs 35°, 40° et 45°. Une mandibule avec une corticale de 2 mm est choisie avec des barres en Ti et TiNb. Les résultats sont présentés dans les tableaux 3.8, 3.9 et les figures 3.28, 3.29, 3.30.

On constate tout d'abord que l'influence de l'angulation est la même pour les deux matériaux, l'écart restant quasiment constant entre les deux matériaux quand l'angle varie. La variation maximale est de 2% entre les deux matériaux et entre le plus petit et le plus grand angle. Nous pouvons donc étudier le comportement d'un seul matériau par rapport à l'inclinaison des implants. Nous constatons que le comportement en fonction de l'angle d'inclinaison est différent selon les phases de mastication, et entre les déplacements horizontaux (tableau 3.8) et verticaux (tableau 3.9).

Toutefois une tendance se dégage : les déplacements verticaux sont les plus importantes avec un angle de 45°. Bien que l'évolution ne soit pas linéaire, et que l'on constate une diminution du déplacement pour 40°, celle de 45° est plus importante que celle de 35°. On constate le même comportement pour la phase masticatoire RMOL verticale et horizontale, c'est-à-dire une augmentation générale avec l'angle, mais un sursaut négatif pour 40°.

Déplacements horizontaux (mm)				
Angulation				
	implants (°)	Ti	TiNb	Mandibule nue
ICP	35	0,9357	0,9922	1,061
	40	0,9324	0,9887	1,061
	45	0,9334	0,9894	1,061
INC	35	-0,9251	-0,9624	-0,994
	40	-0,9261	-0,9634	-0,994
	45	-0,9279	-0,9649	-0,994
RMOL	35	0,2083	0,2132	0,294
	40	0,2076	0,2076	0,294
	45	0,2102	0,2102	0,294

Tableau 3.8 : Déplacements horizontaux de la mandibule nue avec une corticale de 2 mm et de la mandibule réhabilitée avec une barre de 4 mm en Ti et TiNb, selon différentes angulations des implants postérieurs.

Déplacements verticaux (mm)				
Angulation				
	implants (°)	Ti	TiNb	Mandibule nue
ICP	35	0,0665	0,0703	0,093
	40	0,0663	0,0700	0,093
	45	0,0671	0,0707	0,093
INC	35	0,0368	0,0378	0,043
	40	0,0369	0,0378	0,043
	45	0,037	0,0358	0,043
RMOL	35	0,0615	0,0657	0,154
	40	0,0614	0,0655	0,154
	45	0,0617	0,0657	0,154

Tableau 3.9 : Déplacements verticaux de la mandibule nue avec une corticale de 2 mm et de la mandibule réhabilitée avec une barre de 4 mm Ti et TiNb, selon différentes angulations des implants postérieurs.

Si les deux propriétés les plus importantes à étudier sont les déplacements horizontaux des deux phases ICP et INC, elles se révèlent néanmoins avoir des évolutions singulières. En effet, quand la courbe de la phase ICP décroît, celle de la phase INC, comme celle de la phase

RMOL, croit avec l'angle d'inclinaison. Ainsi, pour la phase masticatoire ICP, l'angle qui autorise la mobilité horizontale naturelle de la mâchoire est 35° tandis que dans tous les autres cas, c'est l'angle de 45°. En revanche, comme on l'avait noté pour les déplacements verticaux, l'évolution des déplacements horizontaux en fonction de l'angle n'est pas linéaire : pour un angle de 40°, l'écart avec le déplacement de l'os nu est plus grand que pour l'angle de 45°.

Ainsi, on retiendra que, sauf dans un cas (en ICP où c'est l'angle à 35° qui permet le plus les déplacements mandibulaires), l'angulation de 45° est celle qui respecte au mieux la transformation naturelle de la mandibule.

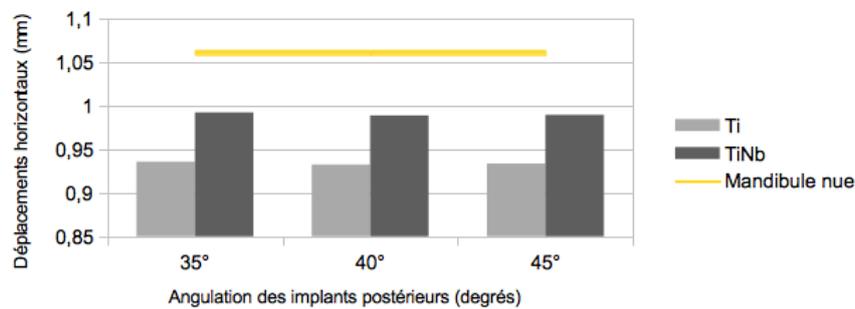


Figure 3.28 : Comparaison des déplacements horizontaux en phase ICP entre la mandibule nue et la mandibule réhabilitée, selon différentes angulations des implants postérieurs.

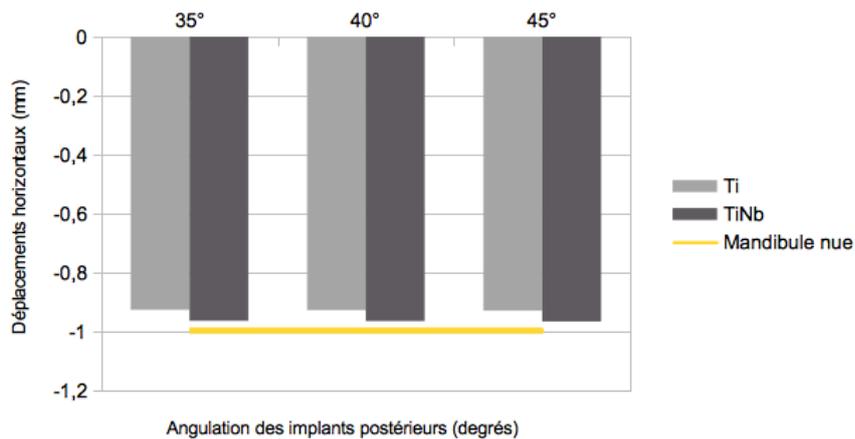


Figure 3.29 : Comparaison des déplacements horizontaux en phase INC entre la mandibule nue et la mandibule réhabilitée, selon différentes angulations des implants postérieurs.

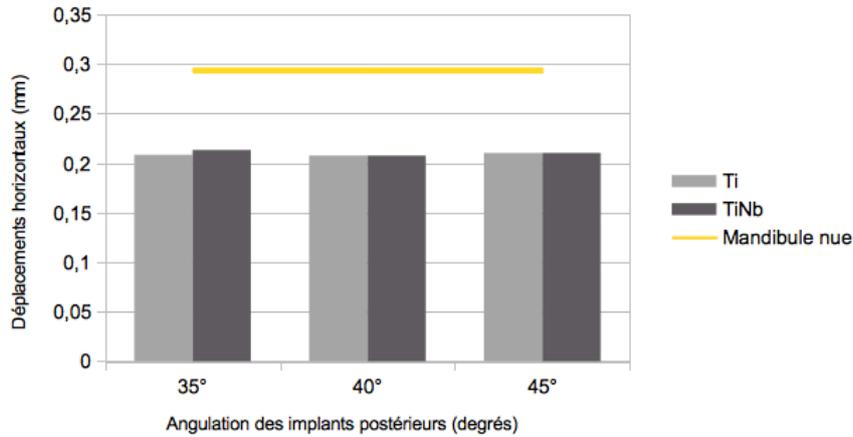


Figure 3.30 : Comparaison des déplacements horizontaux en phase RMOL entre la mandibule nue et la mandibule réhabilitée, selon différentes angulations des implants postérieurs.

### 3.5. Discussion

- ***Influence des paramètres géométriques***

Les paramètres géométriques, comme on vient de le voir dans les résultats ci-dessus, ont une faible influence sur la liberté de mouvement de la mandibule. Plus l'épaisseur de la barre augmente et plus la mandibule est rigidifiée. Ce résultat est logique. La mandibule est alors bridée et la pérennité prothétique est amoindrie. Pour ce qui est de l'angulation des implants, l'angulation à 45° est celle qui laisse le plus de liberté mandibulaire lors des trois phases masticatoires. La différence de matériaux est négligeable dans ce cas.

- ***Influence des paramètres matériaux***

Par contre, l'influence des matériaux sur le comportement mécanique de la prothèse et de la mandibule réhabilitée est sensible.

- *Contraintes dans la barre prothétique*

Les résultats concernant les contraintes dans la barre prothétique sont cohérents : quel que soit le stade masticatoire, les contraintes diminuent avec l'augmentation de la valeur de l'épaisseur corticale, ce qui rend le corps mandibulaire plus rigide. Ces contraintes augmentent avec l'accroissement de la rigidité du matériau de la barre : pour une transformation mandibulaire donnée, plus la rigidité du matériau est grande, plus les contraintes sont

importantes. Les contraintes les plus élevées ont été observées au cours de l'intercuspidation maximale (Figure 3.18). Ceci peut être expliqué par le fait que la mandibule se courbe plus horizontalement et verticalement lors de ce mouvement que lors du bout à bout incisif ou de la latéralité travaillante gauche. En raison de l'effet cumulatif des facteurs mécaniques, les valeurs des contraintes les plus élevées ont été observées dans la barre en oxyde de zirconium supportée par la mandibule de plus faible épaisseur corticale lors de l'intercuspidation maximale. Pendant la phase RMOL, avec une corticale épaisse (2 mm), les contraintes enregistrées dépassent celles constatées au cours de la phase ICP (Figures 3.18 et 3.20). Dans ce cas, l'épaisseur de l'os cortical a un effet négligeable, car l'amplitude du mouvement mandibulaire est plus petit mais avec des déplacements subtils dans les trois directions de l'espace.

○ *Transformation de la mandibule*

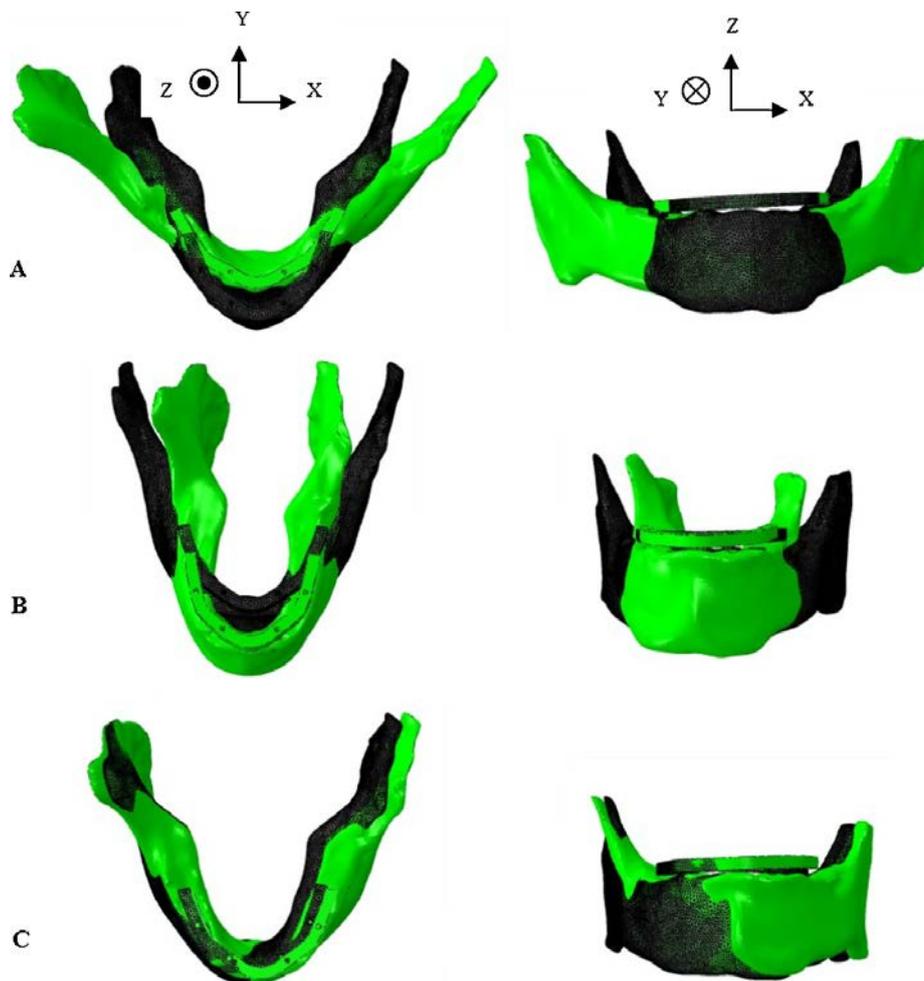


Figure 3.31 : Mandibule réhabilitée prothétiquement déformée (en vert) et non déformée (en noir) durant les phases masticatoires ICP(A), INC(B) et RMOL (C).

La figure 3.31 montre la mandibule réhabilitée (avec une barre en zircone) dans ses configurations non déformée et déformée, selon les trois phases de mastication. Le coefficient d'amplification (50) de la configuration déformée est le même que celui de la figure 3.21, qui correspond à une mandibule non réhabilitée. Ceci permet de constater visuellement l'influence de la prothèse sur la transformation de la mandibule.

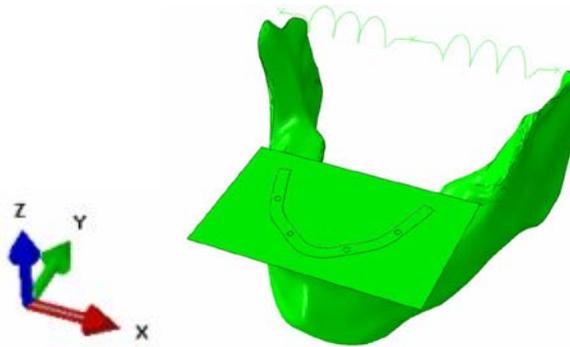
Afin d'analyser plus finement l'influence du matériau de l'infrastructure prothétique sur la transformation de la mandibule, les pourcentages des variations des déplacements verticaux et horizontaux entre la mandibule nue et restaurée ont été calculés (tableau 3.10). La figure 3.32 rappelle le repère anatomique (X, Y, Z) et les plans frontal (XZ), sagittal (YZ) et horizontal (XY) utilisés dans cette étude.

		Variation des déplacements verticaux (%)				Variation des déplacements horizontaux (%)			
Tcb		Zr	Ti	Au	NiTi	Zr	Ti	Au	NiTi
	(mm)								
ICP	1	30,1	27,8	27,1	27,1	19,1	14,3	13,3	12,1
	1,5	31,3	29,5	29,5	28,6	19,0	14,6	13,7	12,6
	2	30,1	28,0	28,0	28,0	16,6	12,3	11,7	10,7
INC	1	0,0	3,6	3,6	3,6	11,8	8,4	7,8	7,0
	1,5	10,6	10,6	10,6	10,6	10,7	7,6	6,9	6,1
	2	16,3	14,0	14,0	14,0	9,6	7,1	6,2	5,5
RMOL	1	52,7	52,2	52,2	52,2	29,6	31,3	29,4	29,4
	1,5	56,2	55,6	55,6	55,6	30,3	30,0	30,0	29,7
	2	60,4	59,7	59,7	59,7	28,9	28,9	28,6	28,6

Tableau 3.10 : Variation en pourcentage des déplacements verticaux et horizontaux dans les mandibules réhabilitées par rapport à la mandibule nue, en fonction des matériaux prothétiques, de l'épaisseur de corticale et des phases masticatoires.

Pendant les phases ICP et INC, le mouvement le plus important est dans le plan horizontal. La rigidité du matériau joue un rôle majeur : plus le matériau est souple, plus le cadre prothétique respecte la flexion de la mandibule. On observe que les variations sont globalement plus importantes pour les déplacements verticaux que pour les déplacements horizontaux.

Néanmoins, les déplacements verticaux pendant les phases ICP et INC sont si petits que ces variations peuvent être considérées comme négligeables.



*Figure 3.32 : Repère anatomique (X, Y, Z) et plans frontal (XZ), sagittal (YZ) et horizontal (XY) du modèle de mandibule.*

Le mouvement est plus complexe au cours de la phase RMOL que lors des deux autres phases ICP et INC : il provoque une torsion de la branche horizontale et du ramus autour de l'axe Y du côté travaillant (à droite), une translation vestibulaire le long de X sur le côté gauche, avec une translation aussi le long de l'axe Z de la canine inférieure droite, puis en traversant le massif mentonnier jusqu'à la branche horizontale gauche de la mandibule.

Quel que soit le matériau de la barre, la prothèse entrave considérablement la déformation mandibulaire pendant la mastication latérale gauche, surtout le long de l'axe vertical. L'utilisation de coordonnées cartésiennes de déplacements n'est pas la meilleure façon d'analyser ce mouvement : une variable cinématique de torsion devrait être utilisée.

Il est à noter que l'importance de la flexibilité mandibulaire dans les succès prothétiques est encore peu étudiée. Hobkirk et Havthoulas [17] ont montré que la flexion de la mandibule est un facteur important à considérer lors de la conception d'une prothèse implanto-portée. Law [18][19] a souligné que la flexion mandibulaire peut également affecter le comportement mécanique de l'infrastructure prothétique et de l'os entourant les implants porteurs lors de la mastication. Paez [20] a proposé un cas clinique d'une prothèse implantaire avec une barre tronçonnée à différents endroits clés pour compenser la flexion mandibulaire : le but est d'augmenter la longévité de la prothèse en réduisant les contraintes et les déformations au sein de la barre.

À notre connaissance, peu de chercheurs ont étudié l'influence de la prothèse sur le mouvement mandibulaire. Il faut noter ici que seuls quatre matériaux (Zr, Ti, Au, NiTi) ont été

investigués pour cette partie de l'étude. Le TiNb ne l'a pas été. Notre étude a montré que, parmi tous les matériaux testés, le NiTi permet un meilleur respect de l'élasticité mandibulaire, durant toutes les étapes de la mastication. Compte tenu de son très bas module d'élasticité, il est toutefois prévisible que le TiNb soit encore un meilleur candidat.

○ *Contraintes aux interfaces os/implants*

L'analyse des contraintes de Von Mises aux interfaces os/implant vise à une meilleure compréhension du comportement mécanique dans ce domaine, qui pourrait aider à optimiser les conditions d'ostéointégration et prévenir les péri-implantites. Les paramètres mécaniques des tissus osseux utilisés dans cette étude (en particulier le module d'Young) correspondent à des valeurs moyennes de la littérature. En effet, les paramètres importants pour les tissus osseux de la mandibule sont extrêmement variables : le module de Young varie entre 4,7 et 29,9 GPa pour l'os cortical et entre 3,5 et 1370 MPa pour l'os spongieux. Le coefficient de Poisson varie entre 0,222 et 0,435 pour l'os cortical alors qu'il est habituellement considéré valoir 0,3 pour l'os spongieux lors des études numériques. L'utilisation d'un ensemble de paramètres différents pour les tissus osseux aurait changé les intensités de contraintes, mais n'aurait pas modifié les conclusions de l'étude. En effet, cette étude vise prioritairement à comparer les comportements mécaniques d'une mandibule réhabilitée et d'une mandibule édentée.

Dans la mandibule nue, durant les phases ICP et INC, la différence des contraintes aux interfaces os/implants entre les implants droits et gauches (verticaux ou inclinés) est due à l'emplacement de la partie apicale des implants laissés dans l'os cortical, alors que les implants droits sont intégrés uniquement dans l'os spongieux. Les contraintes sont plus élevées au cours de la phase ICP que pendant la phase INC, ce qui semble être logique, car l'étape ICP (position d'intercuspidie maximale) correspond à la phase de mastication où les deux maxillaires sont complètement serrés et présentent le plus grand nombre de contacts entre les dents.

Pendant la phase ICP, quand une barre prothétique est vissée, la diminution des contraintes observées est expliquée par le fait que les plus grands efforts sont soutenus par la barre.

Pendant la phase INC comme pendant la phase ICP, la rigidité du matériau de la barre a une légère influence sur les contraintes enregistrées pour les implants inclinés. La légère hausse des contraintes lors du serrage incisif (INC) peut être surprenant : il est le résultat de deux mécanismes distincts induisant des effets opposés sur les contraintes. Le premier mécanisme, comme au cours de l'intercuspidie maximale (ICP), est la rigidification de la mandibule provoquée par la barre, entraînant une réduction de la contrainte dans la mandibule. Le deuxième mécanisme correspond à la déformation de la barre, significativement différente entre les phases INC et ICP. En effet, pendant la phase ICP, la barre entière subit une translation verticale due aux forces occlusales réparties sur toute sa surface (Figure 3.31 A). Pendant le serrage incisif (INC), la barre est soumise à un moment de flexion supplémentaire, ce qui entraîne des déplacements négatifs dans sa zone antérieure et des déplacements positifs au niveau de ses extrémités libres (la barre déformée prend la forme d'une arche inversée) (Figure 3.31 B).

Au cours de l'occlusion molaire unilatérale (RMOL), les principales différences de contraintes concernent les implants du côté travaillant (c'est-à-dire du côté droit de la mandibule) : les contraintes diminuent (environ 65 %), près de l'implant angulé droit (Figure 3.23) et augmentent (environ 200 %), près de l'implant vertical droit (Figure 3.22). L'analyse de la transformation de la mandibule restaurée montre une partie droite moins déformée que dans la mandibule nue sans aucune barre prothétique (Figure 3.33). L'interface osseuse près de l'implant angulé est moins sollicitée et les contraintes diminuent, contrairement à l'implant vertical droit où l'augmentation des contraintes peut être expliquée par le fait que l'implant en titane se comporte comme une composante essentielle de transfert du mouvement de torsion en un mouvement de translation et de flexion pour le reste de la mandibule. L'amplitude de mouvement est limitée par la rigidité des matériaux de la barre et cette propriété pourrait expliquer pourquoi les contraintes à l'interface os-implant augmentent avec un matériau plus souple. Pour les implants non-travaillant (côté gauche de la mandibule), la variation des contraintes est insignifiante entre la mandibule restaurée et la mandibule nue. Ceci s'explique par le fait que seules de légères forces ont été appliquées directement sur le reste du corps mandibulaire qui se comporte donc comme un corps presque indéformable, dont le mouvement se restreint à une translation globale depuis l'implant vertical côté travaillant au ramus gauche.

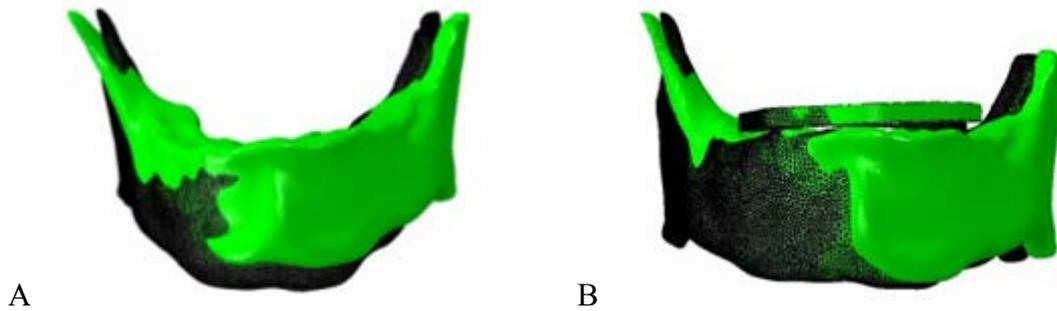


Figure 3.33 : Transformation de la mandibule non réhabilitée (A) et réhabilitée (B) durant la phase masticatoire RMOL.

Afin de résumer l'influence des matériaux de la barre sur l'état de contrainte à l'interface os/implant, les variations des contraintes de Von Mises entre les mandibules réhabilitées prothétiquement et la mandibule nue ont été calculées sur les quatre implants, dans le cas d'une épaisseur de corticale de 1 mm (tableau 3.11).

		Implant axial droit	Implant axial gauche	Implant incliné droit	Implant incliné gauche
ICP	Zr	-26,94	-42,86	-20,90	-20,86
	Ti	-27,21	-40,16	-18,66	-17,27
	Au	-27,93	-39,84	-17,91	-15,83
	NiTi	-27,12	-38,33	-17,91	-15,11
INC	Zr	17,07	-27,61	16,00	8,40
	Ti	15,72	-26,73	28,00	18,70
	Au	15,72	-26,73	32,31	21,14
	NiTi	15,99	-25,66	39,38	22,22
RMOL	Zr	174,91	-4,81	-63,04	-36,73
	Ti	197,56	-8,65	-62,34	-29,82
	Au	202,09	-9,62	-62,28	-28,36
	NiTi	210,10	-10,10	-62,17	-27,27

Tableau 3.11 : Variation en pourcentage des contraintes de Von Mises à l'interface os/implants dans les mandibules réhabilitées par rapport à la mandibule nue (épaisseur de corticale = 1 mm), en fonction des matériaux prothétiques et des phases masticatoires

Parmi tous les matériaux étudiés pour cette partie de l'étude, le NiTi présente la plus faible variation de contrainte par rapport à la mandibule naturelle, sauf sur l'implant vertical

travaillant pendant la phase RMOL et sur les implants inclinés pendant la phase INC. Ces exceptions ne signifient pas que les conditions mécaniques résultantes ne se situent pas de la gamme physiologique de l'os. Il est à noter que le TiNb n'a pas été testé dans cette partie de l'étude, mais il est prévisible que ses caractéristiques mécaniques proches de celles des tissus osseux permettent de limiter encore davantage le phénomène de stress-shielding (variation des contraintes) au niveau des interfaces os/implants.

Parmi les paramètres géométriques de la barre, l'angle à 45° préconisé pour la chirurgie est l'angle le plus adapté pour respecter le mouvement physiologique de la mandibule; l'augmentation de l'épaisseur de la barre entraîne une rigidification accrue de la mandibule en phase ICP, mais n'a aucune influence sensible en phase RMOL. En phase INC, il n'y a pas de corrélation entre la rigidification de la mandibule et l'épaisseur de la barre. Bien que la dimension verticale d'occlusion permette une reconstruction prothétique avec une barre épaisse, il faut limiter ce choix hyper rigide par un matériau adapté avec un module de Young plus faible. La tranquillité de l'instant ne garantit pas la tranquillité dans la durée !

### **3.6. Conclusion**

Selon Alvarez-Arenal et coll.[21], trois types de déformations (Figure 3.34) sont observées au niveau mandibulaire avec des réactions diverses sur les prothèses implantaires :

- la rotation des corps mandibulaires : cette rotation est exprimée en degrés et correspond à un éloignement de la partie supérieure des implants en transversal ;
- le rapprochement des corps mandibulaires : c'est le changement de la largeur mandibulaire avec un changement de la partie supérieure des implants en horizontal ;
- le cisaillement dorso-ventral : il entraîne un changement d'orientation en sagittal de la partie supérieure des implants.

L'étude numérique a permis de quantifier et de prédire les conséquences de cette flexibilité mandibulaire. Le but est le bio-mimétisme. Une prothèse laissant libre les mouvements physiologiques permet une meilleure pérennité de la reconstruction. L'étude numérique permet d'avoir des pistes d'études et elle a montré des résultats à la fois sur les matériaux mais aussi sur la géométrie de l'infrastructure prothétique, c'est-à-dire de la barre.

Plus le module de Young est faible, moins la barre est épaisse et plus la mandibule sera respectée dans ses mouvements et moins l'interface os/implant souffrira. L'inclinaison idéale pour les implants distaux semble être de 45°. Ces résultats demandent à être confirmés par voie expérimentale, grâce à un banc d'essai spécifiquement développé pour cette étude. Pour être au plus proche de la réalité clinique et de l'étude numérique, il est important de créer un banc permettant de tester une mandibule issue du même fichier Dicom que celle utilisée pour l'étude numérique. L'étude expérimentale doit permettre un test mécanique le plus proche possible de la physiologie mandibulaire afin de confirmer les résultats numériques. Le chapitre suivant est consacré à la présentation du fonctionnement de ce banc original, ainsi qu'aux premiers résultats obtenus.

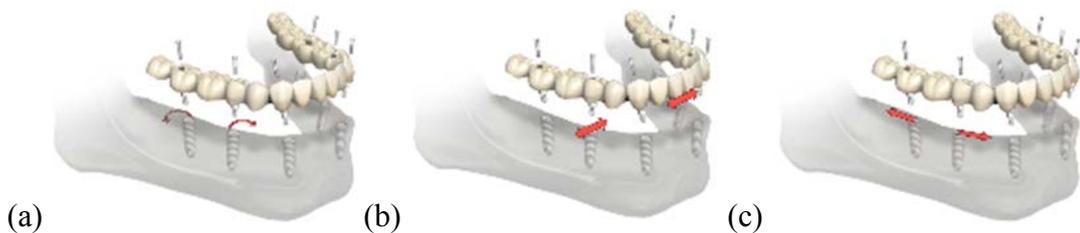


Figure 3.34 : Déformations du corps mandibulaire.

(a) : rotation des corps mandibulaires ; (b) : rapprochement des corps mandibulaires ;  
(c) : cisaillement dorso-ventral.

### **3.7. Bibliographie du chapitre 3**

- 1- Borchers L., Reichart P. *Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development*. J Dent Res. 1983;62(2):155-9.
- 2- Haskell B., Day M., Tetz J. *Computer-aided modeling in the assessment of the biomechanical determinants of diverse skeletal patterns*. Am J Orthod. 1986;89(5):363-82.
- 3- Meijer H.J., Starmans F.J., Bosman F., Steen W.H. *A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants*. J Oral Rehabil. 1993;20(2):147-57.

- 4- Menicucci G, Lorenzetti M., Pera P., Preti G. *Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems*. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;13(3):369-76.
- 5- Van Zyl P.P., Grundling N.L., Jooste C.H., Terblanche E. *Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses*. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995;10(1):51-7.
- 6- Castaño M.C., Zapata U., Pedroza A., Jaramillo J.D., Roldán S. *Creation of a three-dimensional model of the mandible and the TMJ in vivo by means of the finite element method*. Int J Comput Dent. 2002;5(2-3):87-99.
- 7- Hansson S., Ekestubbe A. *Area moments of inertia as a measure of the mandible stiffness of the implant patient*. Clin Oral Implants Res. 2004;15(4):450-8.
- 8- Koriotoh T.W., Hannam A.G. *Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching*. Journal of Dental Research. 1994;73:56–66.
- 9- Sasaki K., Matsushita Y., Tsukiyama Y., Esaki D., Koyano K. *Stress analysis of all-on-4 system using a 3 dimensional finite element method*. Prosthodont Res Pract. 2008;7:147-9.
- 10- Prakash V., D'Souza M., Adhikari R. *A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: a three dimensional finite element analysis*. Indian J Dent Res. 2009;20(1):31-6.
- 11- Bonnet A.S., Postaire M., Lipinski P. *Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position*. Med Eng Phys. 2009;31(7):806-15.
- 12- Naini R.B., Nokar S., Borghei H., Alikhasi M. *Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011;26(4):776-81.
- 13- Ferreira M.B., Barão V.A., Faverani L.P., Hipólito A.C., Assunção W.G. *The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA*. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2014;35:92-9.
- 14- Koriotoh T.W., Hannam A.G. *Mandibular forces during simulated tooth clenching*. J Orofac Pain. 1994;8(2):178-89.

- 15- Chen C.C., Lin C.C., Lu T.W., Chiang H., Chen Y.J. *Feasibility of differential quantification of 3D temporomandibular kinematics during various oral activities using a cone-beam computed tomography-based 3D fluoroscopic method.* Journal of Dental Sciences. 2013;8:151–9.
- 16- Laheurte P., Prima F., Eberhardt A., Gloriant T., Wary M., Patoor E. *Mechanical properties of low modulus beta titanium alloys designed from the electronic approach.* Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2010;3:565-73.
- 17- Hobkirk J.A., Havthoulas T.K. *The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures.* J Prosthet Dent. 1998;80(2):169-74.
- 18- Law C., Bennani V., Lyons K., Swain M. *Mandibular flexure and its significance on implant fixed prostheses: a review.* J Prosthodont. 2012;21(3):219-24.
- 19- Law C., Bennani V., Lyons K., Swain M. *Influence of implant framework and mandibular flexure on the strain distribution on a Kennedy class II mandible restored with a long-span implant fixed restoration: a pilot study.* J Prosthet Dent. 2014;112(1):31-7.
- 20- Paez C.Y., Barco T., Roushdy S., Andres C. *Split-frame implant prosthesis designed to compensate for mandibular flexure: a clinical report.* J Prosthet Dent. 2003;89(4):341-3.
- 21- Alvarez-Arenal A., Brizuela-Velasco A., DeLlanos-Lanchares H., Gonzalez-Gonzalez I. *Should oral implants be splinted in a mandibular implant-supported fixed complete denture? A 3-dimensional-model finite element analysis.* J Prosthet Dent. 2014;112(3):508-14.

## CHAPITRE IV – ETUDE MECANIQUE EXPERIMENTALE

4.1.	Introduction	IV-3
4.2.	Etat de l'art	IV-3
4.3.	Développement d'un banc expérimental dédié	IV-13
4.3.1.	Principe de fonctionnement	IV-15
4.3.2.	Préparation des mandibules expérimentales	IV-17
4.3.3.	Installation des mandibules expérimentales	IV-21
4.4.	Essais sur barre seule	IV-22
4.4.1.	Essais expérimentaux sur barre seule	IV-22
4.4.2.	Essais numériques sur barre seule	IV-25
4.4.3.	Analyse comparative des résultats expérimentaux et numériques sur barre seule	IV-27
4.5.	Essais sur mandibule réhabilitée	IV-30
4.5.1.	Essais expérimentaux sur mandibule réhabilitée	IV-30
4.5.1.1.	Essais en rapprochement ou écartement	IV-30
4.5.1.2.	Essais en sollicitation incisive	IV-31
4.5.2.	Essais numériques sur mandibule réhabilitée	IV-32
4.5.2.1.	Essais en rapprochement ou écartement	IV-34
4.5.2.2.	Essais en sollicitation incisive	IV-35
4.5.3.	Analyse comparative des résultats expérimentaux et numériques sur mandibule réhabilitée	IV-37
4.5.3.1.	Mandibule réhabilitée en rapprochement ou écartement	IV-37
4.5.3.2.	Mandibule réhabilitée en sollicitation incisive	IV-38
4.6.	Discussion	IV-40
4.7.	Conclusion	IV-43
4.8.	Bibliographie du chapitre 4	IV-44



#### **4.1. Introduction**

Pour valider et compléter les résultats de l'étude numérique, il s'est avéré nécessaire de concevoir et développer un banc mécanique original, dans le but de pouvoir étudier les solutions thérapeutiques in vitro. Ce banc doit pouvoir intégrer le cycle masticatoire, traiter une arcade complète et prendre en compte la déformation de la mandibule. Le challenge est de concevoir un banc permettant de se rapprocher le plus possible des véritables conditions physiologiques. Après un état de l'art sur les bancs mécaniques dédiés à l'expérimentation en implantologie dentaire, ce chapitre présente successivement le développement et le fonctionnement du banc d'essai développé dans ce travail, les premiers résultats de la campagne d'essais menés sur ce banc, les résultats de la campagne d'essais numériques associés, puis une analyse comparative des résultats numériques et expérimentaux.

#### **4.2. Etat de l'art**

L'étude bibliographique des bancs mécaniques développés pour la reproduction des mouvements masticatoires montre une très grande diversité, que ce soit dans les moyens utilisés, les hypothèses faites, ou les buts recherchés. Le point commun à toutes ces études est la nécessité de la connaissance au préalable des paramètres et des mécanismes spécifiques de la mastication.

L'ensemble de la biomécanique masticatoire a été synthétisée par Koolstra [1] en 1995. La notion de cycle masticatoire est parfaitement décrite. L'homme est un omnivore et la mandibule décrit une boucle dite masticatoire afin de pouvoir mastiquer un large éventail de nourriture. Contrairement au chien, par exemple, qui ne sait qu'ouvrir ou fermer la gueule, l'homme peut orienter sa mandibule dans les trois directions de l'espace pour non seulement trancher, mais aussi broyer. Durant la mastication, Woda en 1979 [2] décrit un mouvement des molaires inférieures contre les molaires supérieures. Ce mouvement est un glissement extérieur/intérieur avec des phases d'appuis dentaires en début et fin de mastication. Posselt en 1958 [3] décrit le mouvement des condyles au sein des fosses temporales des articulations temporo mandibulaires (ATM) et il décrit à la fois un mouvement de rotation pure de 10° puis un mouvement de translation vers l'avant associé au delà de ces 10°. L'ensemble de ces

mouvements masticatoires a pour buts de former le bol alimentaire, de débiter la première phase digestive des aliments en broyant les fibres et en imprégnant ce bol alimentaire des premières enzymes digestives que sont les alpha-amylases. Cette étape se fait au sein du complexe stomato-gnathique qui regroupe l'ensemble des muscles masticateurs, les bases osseuses que sont le maxillaire et la mandibule (seul os mobile de la face), le tout dans un contexte de 100% d'humidité et à 35° Celsius.

Ces paramètres complexes ont favorisé le développement de différents bancs tests mécaniques, dont le but commun est de s'approcher au mieux des conditions physiologiques et biomécaniques humaines.

DeLong et Douglas en 1983 [4][5] sont les premiers à montrer l'importance des tests mécaniques pour les reconstructions dentaires. Les facteurs clés énoncés sont de trois types : simulation de la salive, de la température et des mouvements masticatoires. Les auteurs ne s'intéressent qu'aux mouvements et aux forces appliquées. Leur banc est une machine à deux axes, avec des forces exercées en continu sur des échantillons dont l'anatomie est proche de la réalité des formes occlusales dentaires. Le chargement maximum est de 4450 N et le minimum de 4,45 N. Ce type d'appareil permet d'étudier le cisaillement et la pression sur un matériau de petite surface. Les erreurs les plus importantes viennent du mouvement horizontal et de son contrôle. En 1991, les auteurs créent une chambre pour reproduire la température (ici 37°C) avec de la salive naturelle et artificielle. Le seul avantage apporté par ce conditionnement est de pouvoir se rapprocher, dans les tests de fatigue, de la fréquence masticatoire réelle par la lubrification salivaire. Le principe de ce banc est repris et couplé à un ordinateur par l'équipe de Krejci et Reich [6]. Ces premiers bancs intègrent la plupart des éléments principaux de la mastication. Ils permettent d'effectuer des tests « en ligne » et non sur arcade et uniquement en serrage de type OIM (occlusion d'intercuspidie maximale). Le socle est rigide et ne tient pas compte de l'élasticité osseuse. La température et l'humidité salivaire n'apportent pas un plus significatif à ce type d'expérience, sauf si le l'objectif est de tester dans le temps la corrosion des matériaux. L'échantillon des forces appliquées est intéressant et regroupe le grand éventail décrit par la littérature.

En 1998, Teoh [7] et ses collaborateurs, continuent à étudier la mise en place de nouvelles machines toujours axées sur une seule dent. Le matériau testé est intégré à un socle

en résine epoxy, le tout posé sur une couche absorbant les chocs pour simuler le ligament dento-alvéolaire. Un progrès physiologique est ici apporté en simulant l'os et le ligament. La force exercée par la machine de traction est de 225 N, ce qui est un peu restrictif. L'échantillon testé est en « V » pour permettre d'appliquer un pointeau simulant un glissement cuspidien.

Woda en 2010 [8] et son équipe ont créé une machine simulant la fabrication du bol alimentaire. Les résultats montrent la fabrication d'un bol alimentaire proche de la réalité. Ce dispositif permet uniquement d'étudier les forces nécessaires à la mastication de différents aliments et d'appréhender le comportement des matériaux face à la composition chimique du bol et aux forces exercées avec une interface alimentaire. Cette machine génère un chargement de traction, elle est associée à deux disques tournant sur eux-mêmes pour simuler la mastication. Ce type de banc tente de recréer au mieux les forces masticatoires et de s'approcher de la réalité du bol alimentaire et de sa formation. Cependant, le test des matériaux reste difficile car le cycle de mastication n'est pas respecté dans sa dimension de contacts directs en début et fin de mastication. Ce banc reste sectoriel et ne tient pas compte de l'anatomie mandibulaire ou de ses dents.

En plus de ces bancs expérimentaux développés spécifiquement par des équipes de recherche, des bancs mécaniques ont été mis au point et commercialisés par de grosses entreprises. Ce sont tous des bancs de fatigue, dont les résultats ne sont pas comparables car ils sont tous fabriqués selon des approches différentes même s'ils utilisent tous des paramètres semblables dictés par Heintze SD [9]. Les points communs de ces machines sont :

- une force appliquée entre 20 N et 150 N,
- un mouvement latéral,
- une circulation d'eau pour évacuer les particules,
- et des mouvements contrôlés par ordinateur.

Les machines présentes sur le marché sont :

- Bose ElectroForce 3330 Dental wear simulator

La Bose (Figure 4.1) est une machine de fatigue simple d'utilisation, permettant l'étude d'un élément dentaire sans tenir compte de la physiologie osseuse ou masticatoire. Ses principales caractéristiques sont :

- . Pilotage multiaxes et synchronisation
- . Mode de pilotage rampe-à-plateau permettant une mise en charge progressive
- . Changement de mode sans à-coups afin de basculer facilement entre pilotage en déplacement et pilotage en force



*Figure 4.1 : Bose ElectroForce.*

- Chewing simulator de SD Mechatronik (Figure 4.2)

Ce type de machine permet l'expérimentation uniquement sur quelques dents mais elle a l'avantage de pouvoir simuler le glissement dentaire du cycle masticatoire et donc d'étudier le bruxisme.



*Figure 4.2 : Chewing simulator de SD Mechatronik (à gauche : vue globale; à droite : détail).*

- Willytec SD Mechatronik (Figure 4.3)

Cette machine permet surtout d'étudier le glissement dentaire et son impact d'usure.



Figure 4.3 : Willytec SD Mechatronik.

Parallèlement, des laboratoires ont développé des machines de recherche avec des protocoles spécifiques. Aucune machine n'est comparable dans sa mise en œuvre et dans ses protocoles (Tableau 4.1) : OSHU machine; ACTA machine; Alabama machine; Zurich machine; Regensburg simulator; Biomat simulator; Dento-Munch Robo-Simulator de Bristol; MTS Minneapolis.

Sur l'ensemble de ces machines, une seule est reconnue par les instituts de recherche : c'est la MTS de Minneapolis. D'autres sont partiellement fiables, comme la Willytec et l'ACTA.

Device	Manufacturer	Number of publications*	Number of test sites	Price €	Actuator	Force range	Sliding	Force profile	Thermo-cycling	Integrated Force sensor	Lifting controlled	Sliding controlled	Device qualified
ACTA	ACTA, Amsterdam Three-body-wear machine Willytec, Gräfelfing www.willytec.de	21	12	13,000	Spring Weight	0-50 N	Yes Wheels that rotate 0-170 rpm	Linear	No	No	No	Yes Rotation motor controlled	Partly
CoCoM	University of Zurich www.zzmkkpk.unizh.ch	10	6	65,000	Solenoid		Yes 0.2 mm	Sawtooth ?	Yes	No	No	No	No
Alabama	Dentsply	26	4	6,000	Spring	84 N	Yes	?	Yes	No		no No	No
MTS	MTS, Minneapolis www.mts.com	10	1	100,000	Hydraulic	4.45-4450 N	Yes	Haversine waveform		Yes	Yes, hydraulic	Yes, hydraulic	yes
OHSU	Proto-tech, Portland www.oralwear.net	18	2 4	7,500 12,000	Solenoid	0-100 N	Yes 6mm	Sine wave	No	No	No	No	No
Willytec	Willytec, Gräfelfing www.willytec.de	6	8	48,000 (w/o TC)	Weight	1-11 kg	Yes 0.20mm	Sine wave with impulse	Yes/no	No	Yes, step motor	Yes step motor	Partly

Tableau 4.1 : Comparaison des simulateurs commercialisés selon Rosentritt M [11].

La MTS présente certaines caractéristiques importantes qui la rendent fiable. Ce banc de fatigue est le seul possédant un capteur de force mesurant des forces avec une fréquence de

4600 Hz. La force délivrée par le piston hydraulique est reproductible et la course du piston est finement contrôlable. L'avantage de ce banc est la présence de nombreux capteurs permettant de contrôler la plupart des paramètres.

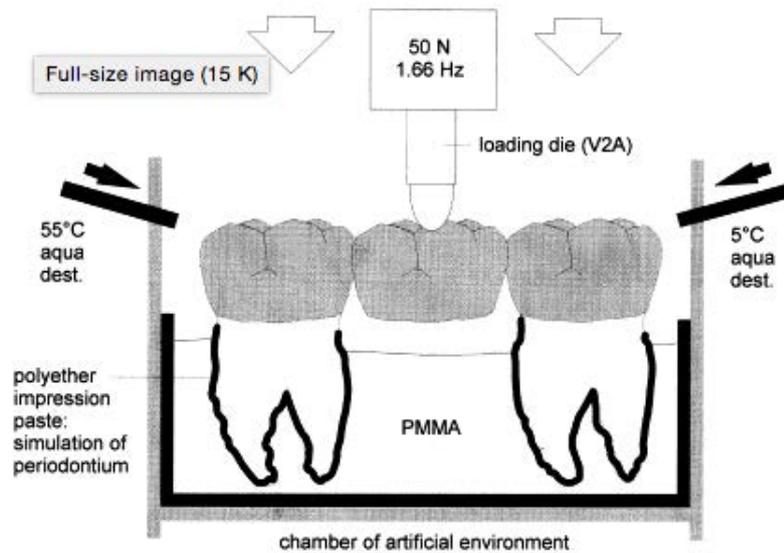


Fig. 3.  
Scheme of artificial environment used in the investigation ("Regensburger Kausimulator").

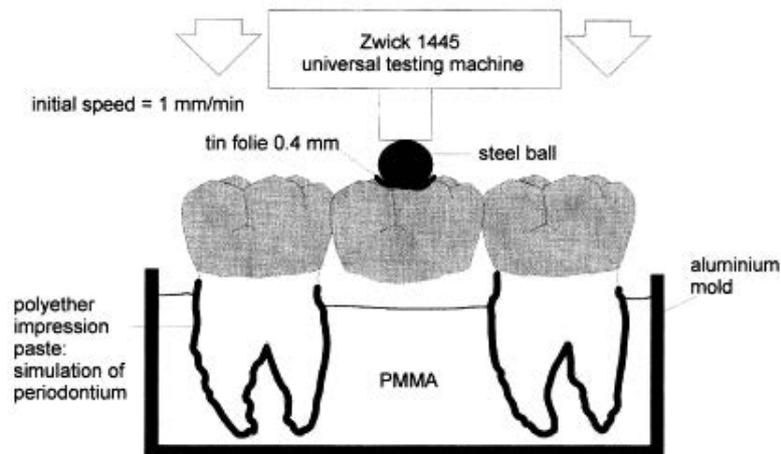


Fig. 4.  
Scheme of loading to failure with the Zwick universal testing machine.

Figure 4.4 : Regensburger Kausimulator.

C'est à l'Université de Regensburg que l'équipe de Rosentritt [10][11] développe des tests de résistance sur des modèles en ligne comportant quelques éléments dentaires. Avec Behr [12] en 1999, l'équipe a développé un ensemble de tests pour les matériaux dentaires avec un Kausimulator pour les cycles masticatoires et une machine de traction de type Zwick

1445 pour les tests de rupture. Le principe est de tester des reconstructions prothétiques ou des soins sur un groupe de une à trois dents, en ligne avec un socle en PMMA, une couche de silicone entre les dents et le matériau de substitution osseuse afin de simuler le ligament parodontal (Figure 4.4). Une fine feuille d'aluminium (0,4 mm d'épaisseur) est glissée entre les dents et le poinçon pour diminuer les pics de pression.

En 2005, l'équipe de Rosentritt fête ses 15 années de recherche et de tests sur les matériaux dentaires grâce aux tests statiques et dynamiques.

Cette équipe, épaulée par un grand nombre de fabricants allemands en matériaux, a développé un banc fiable. L'os est simulé par du PMMA (os de type 1) et les conditions de températures et d'humidité peuvent être reproduites. Mais ce type de banc ne repose sur aucune notion masticatoire : il utilise des dents qui sont certes réalisées dans une résine simulant l'os, mais cet os est posé sur un socle très éloigné de la réalité clinique.

Naumann [13] réalise une étude bibliographique en 2009. Cette méta-analyse sur les bancs dentaires, met en parallèle, entre autres, des tests statiques et des tests dynamiques. L'ensemble des articles étudiés dans cette publication prouve l'importance considérable des tests sur banc. La littérature montre que les tests statiques présentent une signification clinique s'ils sont utilisés de façon non destructive. Les tests d'effort allant jusqu'à la destruction sont des tests simples mais ils n'ont pas de corrélation clinique. Pour que ces tests soient cliniquement valables, Naumann et Lange [14] insistent sur la vitesse de chargement qui doit être de 1mm/mn. Ce type de chargement statique doit se faire aussi avant toute étude dynamique. Fokkinga [15] note l'indéniable pertinence des tests de fatigues mais souligne aussi la difficulté d'interprétation des résultats à la vue du nombre de variables existantes.

L'ensemble de ces bancs permet de tester efficacement les solutions thérapeutiques, mais est encore loin de l'anatomie et du contexte physiologique. Daumas [16] en 2003 tente une approche informatique pour inclure ces aspects physiologiques, ce travail va aboutir à un prototype de robot visant à étudier la mastication. Xu [17] étudie l'ensemble des articles parus sur ce type de robots, tous plus complexes les uns que les autres :

- le robot de l'Université de Waseda au Japon sert à la fois à rééduquer la mastication d'un patient mais aussi à étudier ce mouvement. Ce robot Waseda Jaw est développé pour une étude purement scientifique de la mastication des aliments. Des expériences ont été faites avec des cookies.

- le robot de l'Université de Massey en Nouvelle-Zélande (Figures 4.5 et 4.6) est axé sur la mastication et tente de reproduire l'application des muscles masticatoires sur les modèles dentaires. L'os et son élasticité ne sont pas pris en compte et la mandibule, bien que complète, reste posée sur un socle.



Figure 4.5 : Vue détaillée du robot de Massey.

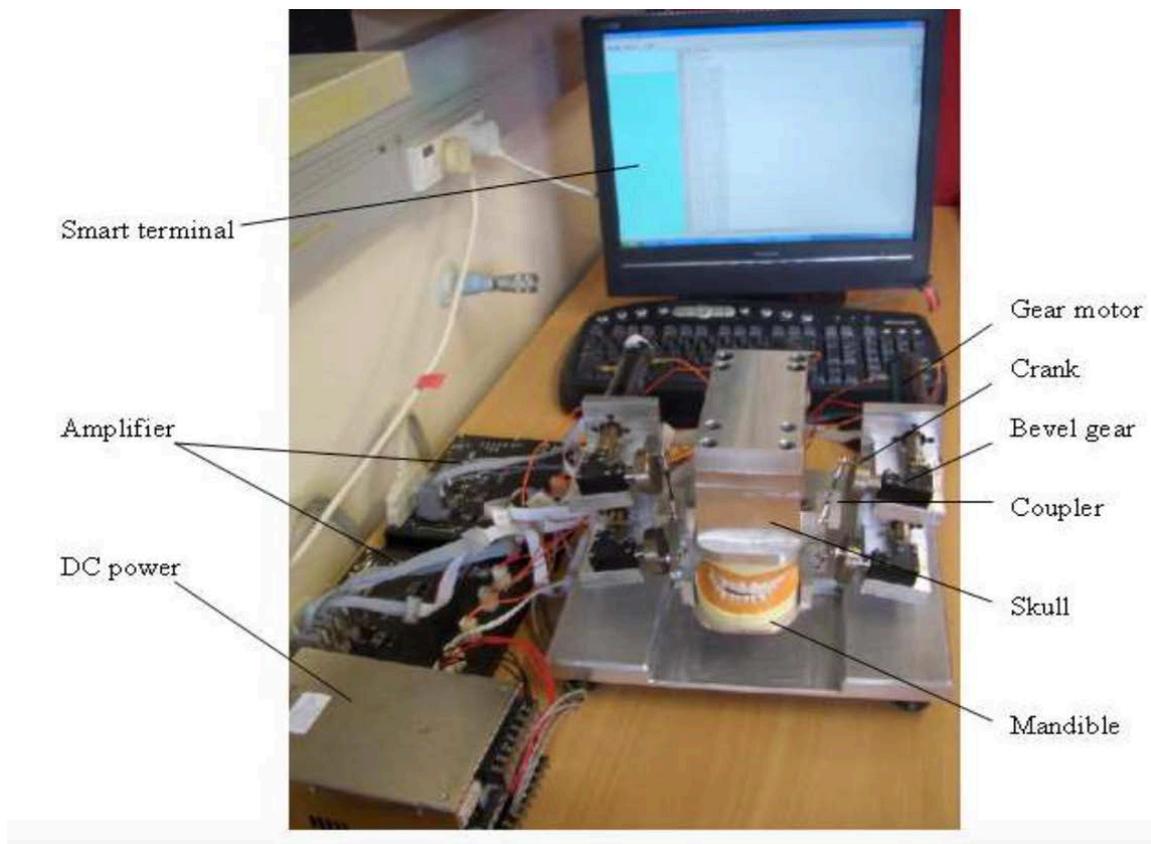
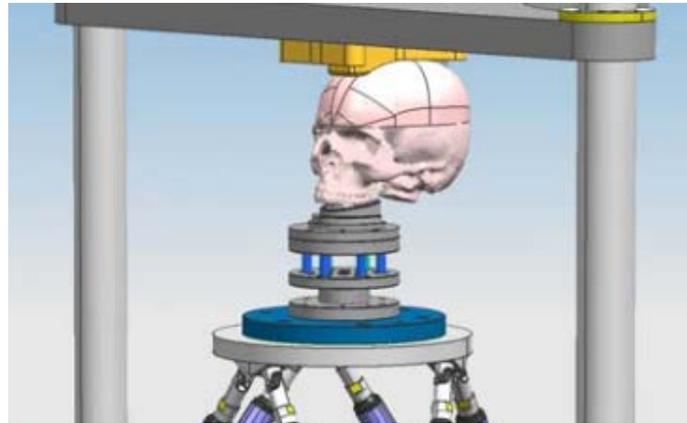


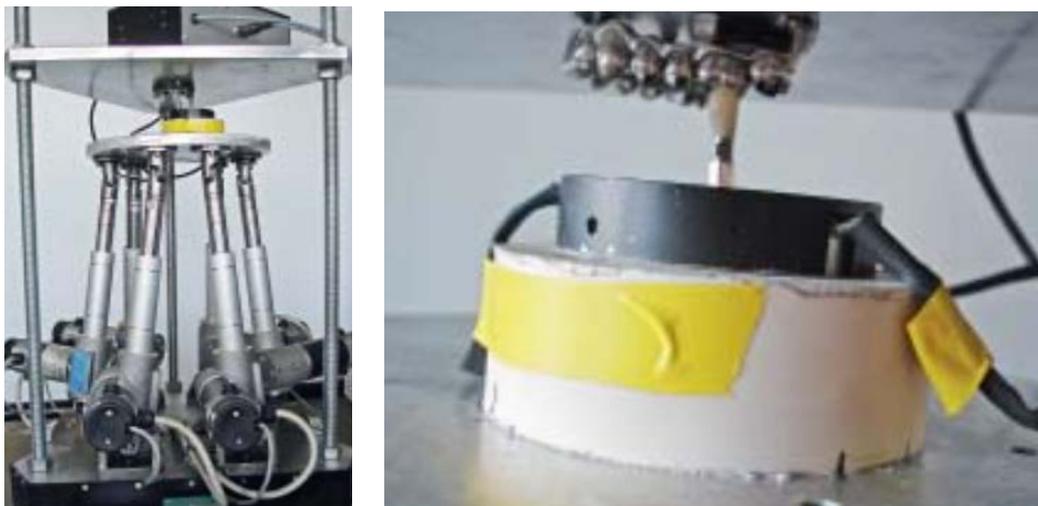
Figure 4.6 : Vue globale du robot de Massey.

En 2007, Alemzadeh [18] conçoit un nouveau banc d'essai plus proche de l'anatomie humaine (Figure 4.7). Le but de ces robots reste l'étude et la compréhension de la mastication. La notion de socle tend à disparaître et ces robots intègrent le fait que la mandibule est suspendue.



*Figure 4.7 : Projet de Alemzadeh.*

Le but ultime de tous ces travaux est le développement d'un robot test proche de la réalité clinique et pouvant tester mécaniquement les matériaux et les reconstructions prothétiques. Conserva [19], en 2008, reprend ce type de robot pour l'adapter aux tests de matériaux dentaires. Le principe est celui d'un plateau sur des vérins permettant de simuler un cycle masticatoire. Ce type de banc (Figure 4.8) se concentre sur la fonction mais néglige la variable osseuse et les déformations induites par les fixations musculaires.



*Figure 4.8 : Banc de Conserva (à gauche : vue globale ; à droite : vue détaillée).*

L'évolution des bancs tests a permis de passer du test sectoriel au test sur arcade, tout en tentant de simuler au mieux la mastication. La physiologie osseuse a été introduite par l'utilisation du PMMA dont le module de Young permet de se rapprocher d'un os de type 1 (c'est-à-dire d'un os cortical pur). La notion spongieuse reste inexistante. Mais cet os n'est jamais pris dans sa forme anatomique et l'élasticité mandibulaire reste un facteur négligé. L'étude mécanique ne prend en compte que la force masticatoire, sans jamais s'intéresser aux déformations mandibulaires induites et à leurs effets.

	Arcade complète	Forme anatomique	Mastication	Socle	Muscles	PMMA	Elasticité mandibulaire
De Long	Non	Non	Non	Oui	Non	Non	Non
Teoh	Non	Non	Non	Oui	Non	Oui	Non
Woda	Non	Non	Non	Oui	Non	Non	Non
Bose	Non	Non	Non	Oui	Non	Non	Non
SD 4.2/4.8	Non	Non	Oui	Oui	Non	Oui	Non
Willytek	Non	Non	Oui	Oui	Non	Oui	Non
Machines Labos	Non	Non	Oui	Oui	Non	Non	Non
Kausimulator	Non	Non	Non	Oui	Non	Oui	Non
Massey	Oui	Non	Oui	Oui	Oui	Oui	Non
Alemzadeh/ Conserva	Oui	Non	Oui	Oui/non	Non	Oui	Non

*Arcade complète : l'étude est-elle faite sur une arcade dentaire en entier ? Forme anatomique : le support présente-t-il la forme anatomique réelle d'un maxillaire ou d'une mandibule ? Mastication : le cycle masticatoire est-il respecté ? Socle : le modèle est-il posé sur un socle ? PMMA : la structure est-elle en polyméthacrylate de méthyl ? Elasticité mandibulaire : la déformation élastique de la mandibule est-elle prise en compte ?*

*Tableau 4.2 : Comparatif des bancs expérimentaux.*

Le tableau 4.2 résume les caractéristiques des différents bancs mécaniques issus de l'état de l'art.

Il ressort que deux grandes familles de bancs existent : les premiers sont des machines de traction commercialisées, les seconds sont des bancs plus confidentiels développés par des laboratoires qui tentent de se rapprocher au mieux de la réalité physiologique.

Les bancs commerciaux permettent des tests rapides mais ne tiennent pas compte de l'anatomie des arcades et de leur physiologie. Les tests sont adaptés à un patient qui présenterait des dents « en ligne » et ne saurait qu'ouvrir ou fermer la mâchoire en translatant la mandibule par rapport au maxillaire. En outre, ce patient présenterait une mâchoire posée sur une table.

Bien que certains bancs de laboratoire tiennent compte de l'insertion des muscles, force est de constater que l'anatomie des maxillaires reste aléatoire et que l'élasticité mandibulaire est totalement absente.

Aucun banc ne semblant adapté pour reproduire le plus fidèlement possible la réalité clinique, nous avons orienté notre étude vers la conception et le développement d'un banc totalement original, tentant de répondre au mieux à cet objectif ambitieux.

### **4.3. Développement d'un banc expérimental dédié**

L'étude numérique permet d'accéder à des informations difficilement mesurables, comme par exemple l'état mécanique à l'interface os/implants. Cependant, ces informations ne peuvent être considérées comme valables que si le modèle numérique est validé par l'expérience. Il est donc indispensable d'effectuer des tests in vitro. A cet effet, un banc d'essai spécifiquement dédié a été développé.

Les maquettes de mandibules sont usinées en PMMA, selon un fichier obtenu par imagerie CT-Scan. Les implants, puis la prothèse instrumentée, sont positionnés sur la maquette de mandibule, selon les mêmes procédures que celles utilisées en cabinet dentaire. La caractérisation mécanique du PMMA a été faite au préalable au laboratoire (cf Annexe 1).

L'intérêt principal de ce banc d'essai, outre celui de valider les résultats des simulations numériques, est de pouvoir tester les grandes reconstitutions dentaires dans des conditions se rapprochant au mieux de celles de la réalité clinique. Pour ce faire, ce banc a été conçu de manière à permettre :

- des tests sur un profil d'arcade réelle,
- d'exercer des forces de serrage mesurées de façon précise (capteur dentaire),
- d'exercer des efforts simultanément ou séparément sur les secteurs postérieurs (pré-molaire et molaires) et sur le secteur antérieur (canines et incisives).

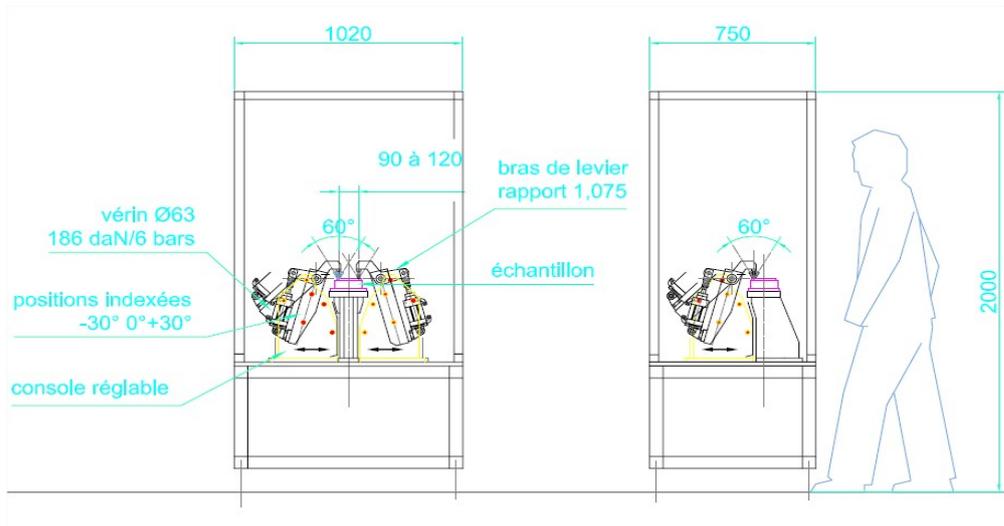


Figure 4.9 : Principe de la solution expérimentale initialement envisagée.

Il avait initialement été envisagé d'équiper le banc d'essai de vérins permettant l'application de forces locales d'intensités contrôlées, en chargements monotones ou cycliques, afin de reproduire les forces occlusales. Le laboratoire bénéficiant d'un réseau d'air comprimé, il était prévu d'utiliser des vérins pneumatiques, éventuellement inclinables ( $\pm 30^\circ$  autour du grand axe), afin de générer des forces de cisaillement et ainsi se rapprocher davantage encore de la réalité clinique (Figure 4.9).



Figure 4.10 : Machine de traction ZWICK Roell 10kN.

Cependant, les appels à sous-traitance pour la réalisation de cette solution technique avec vérins ont montré que les budgets prévisionnels étaient nettement sous-évalués. Une autre solution a donc été adoptée, dont le principe général consiste à utiliser une machine de traction disponible au laboratoire (machine Zwick Roell de 10 kN) (Figure 4.10) pour appliquer les efforts occlusaux sur la mandibule réhabilitée.

#### 4.3.1. Principe de fonctionnement

Les détails concernant la conception, le développement et l'instrumentation du banc d'essai dentaire figurent en annexe 2.

Le cahier des charges imposé au banc d'essai prévoit une utilisation selon deux modes de sollicitation distincts de la mandibule réhabilitée (Figure 4.11).

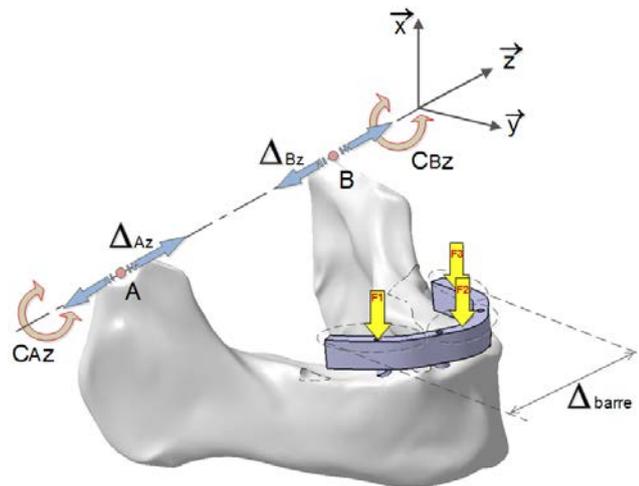


Figure 4.11 : Modes de sollicitation de la mandibule réhabilitée.

Le mode 1 correspond à un **chargement en force** exercé par la machine Zwick (il donne un accès indirect aux forces occlusales qui apparaissent comme des forces de réaction exercées sur la prothèse lors du contact avec le maxillaire supérieur) :

- les couples sont appliqués (et mesurés grâce à des capteurs multi-axes) aux niveaux des articulations temporo-mandibulaires (ATM), mettant la mandibule en mouvement de flexion autour de l'axe des ATM;
- un dispositif permet d'appliquer un rapprochement ou un écartement des ATM, en fonction de la phase masticatoire simulée (INC: serrage en position incisive; ou ICP: serrage en position d'intercuspidie maximale);

- un dispositif constitué de capteurs de force associés à trois secteurs angulaires distincts permet de mesurer les forces de réaction aux niveaux incisif, molaire droit et molaire gauche, lorsque la prothèse entre en contact avec un plan horizontal rigide modélisant le maxillaire supérieur;
- l'instrumentation de la barre (rosettes) permet d'accéder à l'état de déformation, puis à celui de contraintes (la loi de comportement élastique, linéaire, isotrope de la barre étant connue).

Le mode 2 correspond à un **chargement en déplacement** exercé par la machine Zwick (contrairement au mode 1, il s'agit ici d'appliquer directement des forces occlusales sur la prothèse) :

- un déplacement identique est imposé sur les trois secteurs angulaires (incisif, molaire droit et molaire gauche); un dispositif de ressorts de raideurs variables, constitué d'un empilement de rondelles Belleville, permet d'appliquer des efforts occlusaux différents sur chacun des secteurs angulaires (Figure 4.12);
- un dispositif permet d'appliquer un rapprochement ou un écartement des ATM, en fonction de la phase masticatoire simulée, comme pour le mode 1;
- les capteurs multi-axes permettent de mesurer les efforts de réaction (moment selon l'axe des ATM et forces) au niveau des ATM
- l'instrumentation de la barre (rosettes) permet d'accéder à l'état de déformation, puis à celui de contraintes.

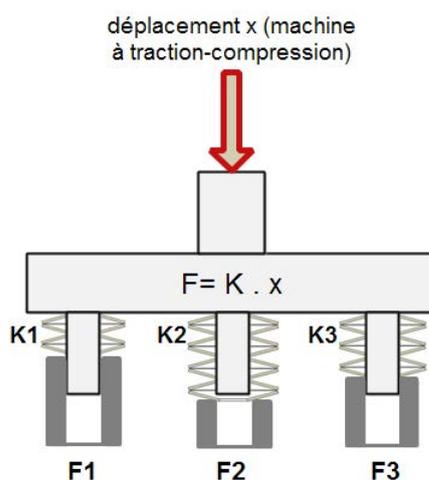


Figure 4.12 : Principe d'application des efforts occlusaux différenciés

à partir d'un déplacement imposé.

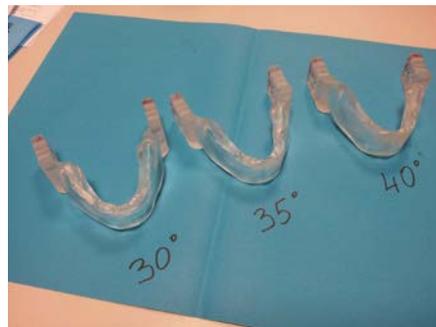
### 4.3.2. Préparations des mandibules expérimentales

L'obtention des mandibules expérimentales réhabilitées se fait en plusieurs étapes, illustrées selon l'ordre chronologique dans ce qui suit.

- *Etape 1 : Usinage des mandibules en PMMA*

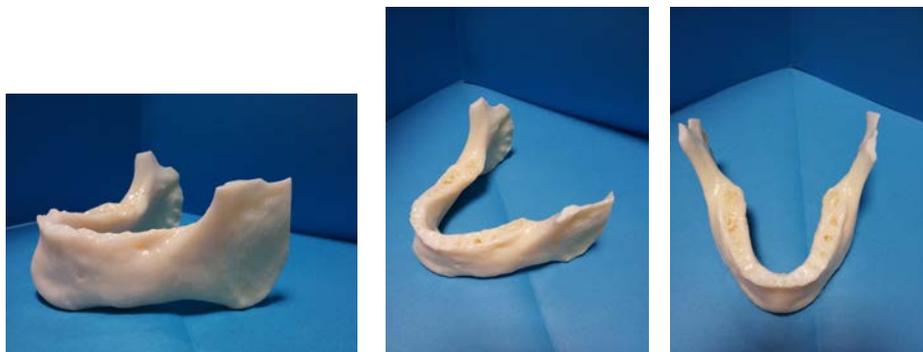
Les mandibules sont usinées dans des blocs de PMMA par le service du département technologique de l'ESSTIN (DT), à partir d'un fichier CT Scan de la mandibule d'un patient (Figure 4.13). Il est également possible, grâce aux nouvelles technologies d'impression 3D, d'obtenir un prototype de mandibule (Figure 4.14); cependant, le problème principal de cette technique reste le choix du matériau, dont les caractéristiques mécaniques peuvent être très différentes de celles des os.

Les axes des implants inclinés sont pré-perçés, ce qui permet un meilleur guidage pour le positionnement des implants par le chirurgien-dentiste (Figure 4.15).



*Figure 4.13 : Mandibules obtenues par usinage de blocs de PMMA.*

*Les angles correspondent à l'angle de pré-perçage pour les implants inclinés.*



*Figure 4.14 : Différentes vues de la mandibule obtenue par impression 3D.*

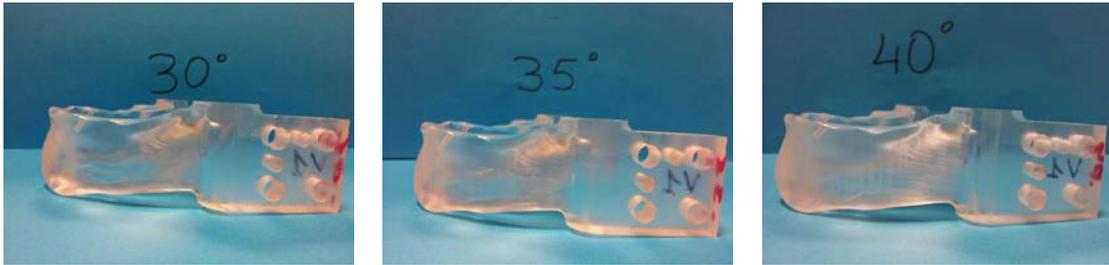


Figure 4.15 : Mandibules avec pré-perçages des implants (implants inclinés de 30 à 45°).

- *Etape 2 : Réalisation du modèle plâtre*

Il est essentiel que la prothèse (implants + barre prothétique) ne soit pas contrainte lors de sa mise en place sur la mandibule. Pour ce faire, une fois les implants (Figure 4.16) positionnés sur la mandibule, la procédure consiste à :

- réaliser une empreinte en silicone avec transferts (pièces permettant de positionner les implants dans l'espace),
- positionner les implants analogues sur l'empreinte en silicone,
- et couler le modèle plâtre avec implants analogues en place (Figure 4.17).



Figure 4.16 : Implants Euroteknika.



Figure 4.17 : Modèle plâtre avec implants analogues en place.

- *Etape 3 : Confection des barres prothétiques*

Le modèle plâtre est envoyé à une entreprise spécialisée dans la confection des barres prothétiques (Société Eurotekника, Sallanches). Suivant le matériau spécifié, les barres sont usinées ou coulées (Figure 4.18).

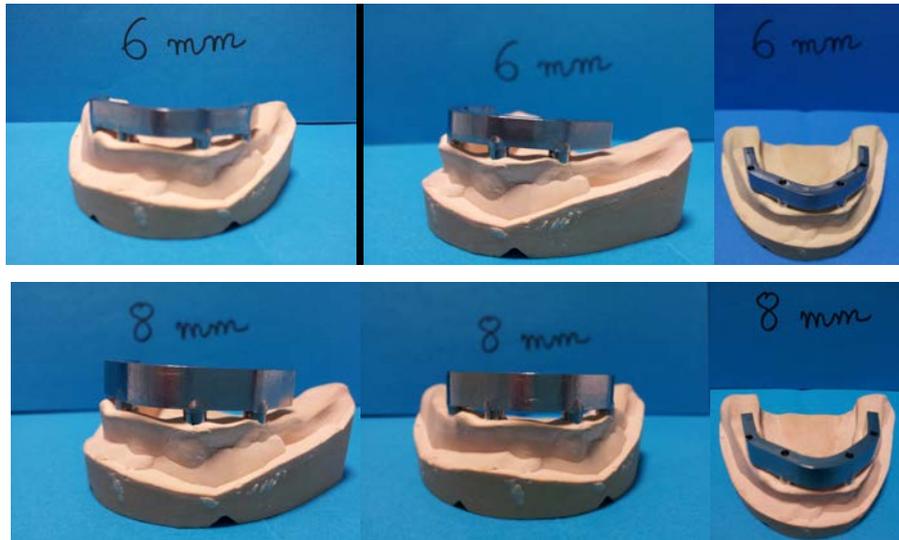


Figure 4.18 : Modèle plâtre avec barres de Titane usinées, d'épaisseur 6 et 8 mm.

- *Etape 4 : Vérification de la neutralité de la prothèse vis-à-vis de la mandibule*

La barre prothétique peut être transvissée sur le modèle, la passivité de la barre a été vérifiée au moment de l'empreinte par une clé en plâtre (Figure 4.19). La moindre contrainte ferait casser le plâtre. Cette vérification, réalisée avant l'usinage de la barre, garantit le bon ajustage. La barre usinée peut alors être placée sur la mandibule (Figure 4.20) et le vissage se fait sans contrainte avec un torque de 15 N/cm.



Figure 4.19 : Clé en plâtre.



Figure 4.20 : Barre usinée transviscée sur la mandibule artificielle.

- *Etape 5 : Instrumentation de la prothèse*

La barre prothétique est équipée de cinq rosettes : deux sur la face inférieure (R1 en secteur molaire droit, R2 en secteur incisif), trois sur la face antérieure (R3 en secteur molaire droit, R4 en secteur incisif, R5 en secteur molaire gauche).

L'équipement est réalisé par une entreprise spécialisée en instrumentation et analyse des contraintes (Doerler Mesures, Vandoeuvre-lès-Nancy) (Figure 4.21). Les rosettes (marque Vishay) sont constituées de trois jauges de déformations positionnées à 45° (Figure 4.22).

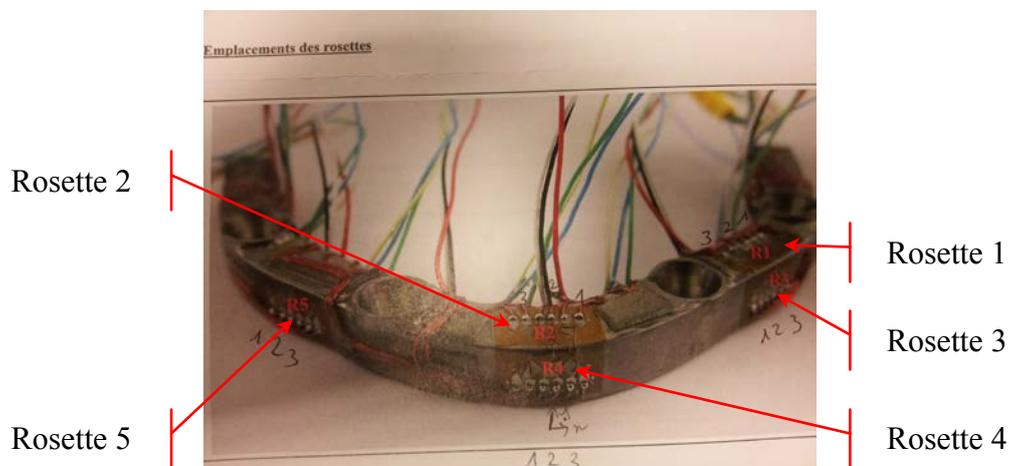


Figure 4.21 : Barre prothétique instrumentée avec ses 5 rosettes.

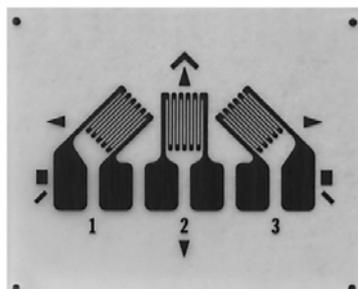
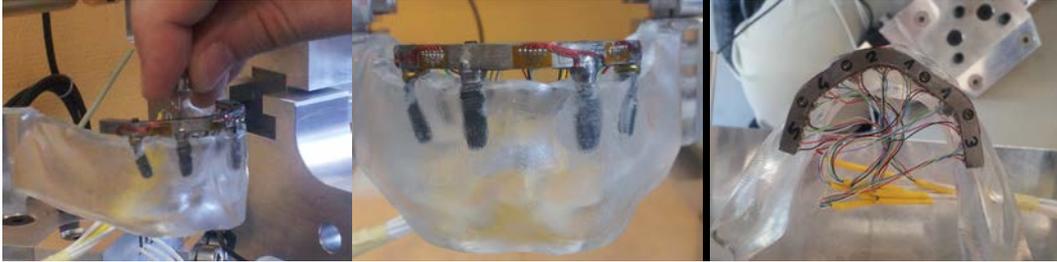


Figure 4.22 : Rosette constituée de trois jauges de déformation à 45°.

- *Etape 6 : Installation de la prothèse instrumentée sur la mandibule*

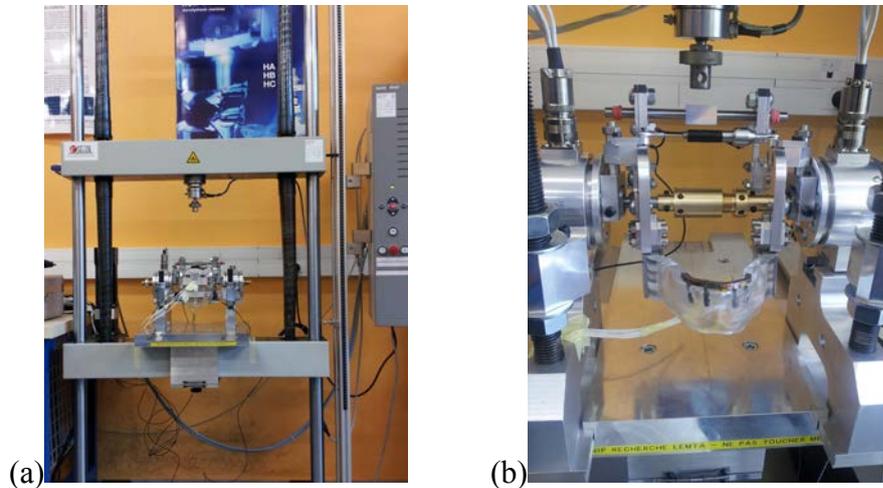
La barre instrumentée est transvissée sur la mandibule artificielle (Figure 4.23).



*Figure 4.23 : Barre prothétique instrumentée transvissée sur la mandibule.*

### 4.3.3. Installation des mandibules expérimentales

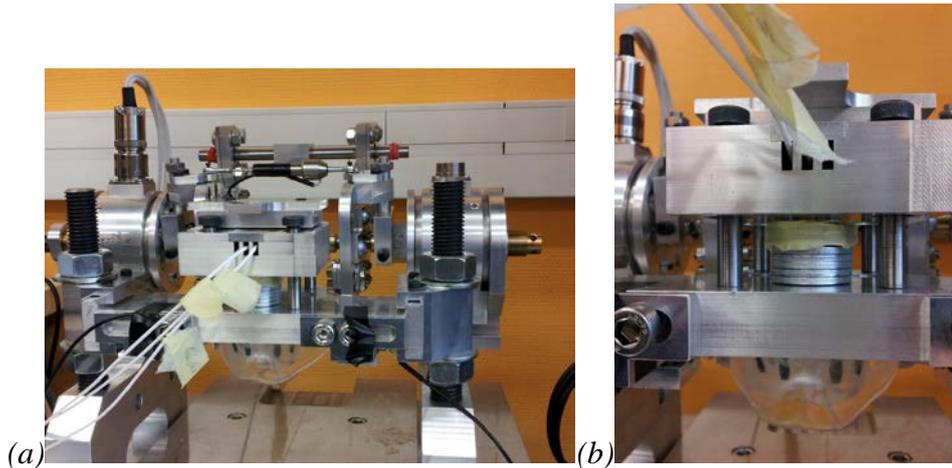
Les mandibules instrumentées sont installées sur le banc d'essai par le biais des pièces de maintien, elles-mêmes rattachées aux flasques de la machine (figure 4.24).



*Figure 4.24 : Mandibule instrumentée installée sur le banc d'essai*

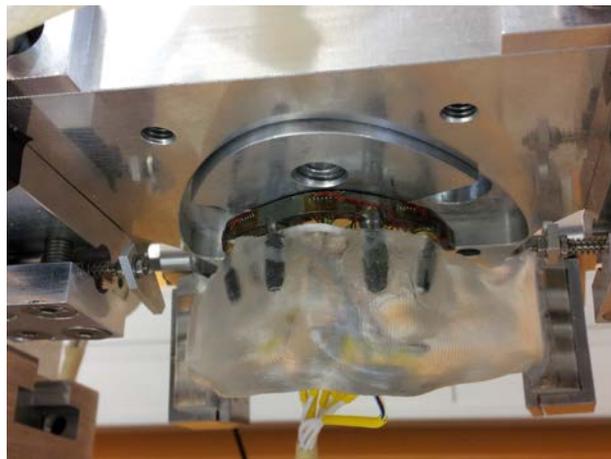
*(a : vue globale ; b : vue locale).*

La plaque fixe avec capteurs (et rondelles de Belleville) est positionnée sur la mandibule (figure 4.25).



*Figure 4.25 : Mise en place de la plaque fixe sur la mandibule  
(a : vue globale ; b : vue locale avec les rondelles de Belleville).*

La figure 4.26 montre une vue de dessous des pièces angulaires permettant de solliciter la barre en phase incisive (INC), d'intercuspidie (ICP) ou de latéralité (RMOL). Ici, seul le secteur incisif est en place.



*Figure 4.26 : Vue de la pièce angulaire du secteur incisif.*

#### **4.4. Essais sur barre seule**

##### **4.4.1. Essais expérimentaux sur barre seule**

Les essais expérimentaux préliminaires sur la mandibule réhabilitée ont montré des résultats totalement incohérents avec le modèle numérique. En raison de la complexité du banc d'essai, de nombreuses causes peuvent être à l'origine de ces incohérences (collage des

jauges, jeux entre les composants mécaniques du banc, ...). Plusieurs améliorations ont été apportées au banc (notamment des systèmes de guidage linéaire lors de la transmission du déplacement appliqué par la machine de traction, afin d'éviter des moments parasites). Bien que réduites ou atténuées, les incohérences ont néanmoins subsisté.

Suite à de nombreux problèmes avec le collage des jauges équipant les barres prothétiques, les investigations ont porté sur la fiabilité de ces équipements. Pour ce faire, des essais sur barre seule ont été menés. Un système de fixation a été créé, afin de maintenir la barre sur la machine de compression-traction et de ne pas abîmer les rosettes disposées sur les barres (leur coût d'installation étant très onéreux). Ce système est constitué d'une partie basse, composée de trois pièces permettant l'encastrement d'une extrémité de la barre, et d'une partie haute monobloc permettant d'appliquer une force par appui sur l'autre extrémité de la barre (Figure 4-27). La barre testée est la barre en Titane d'épaisseur 4 mm (figure 4.28).

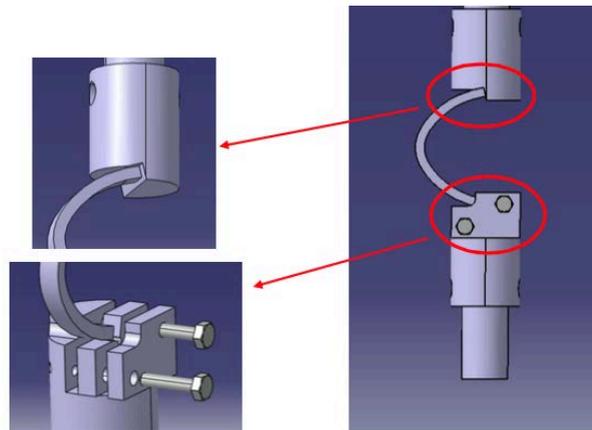


Figure 4.27 : Schémas de principe du système de fixation de la barre prototype.

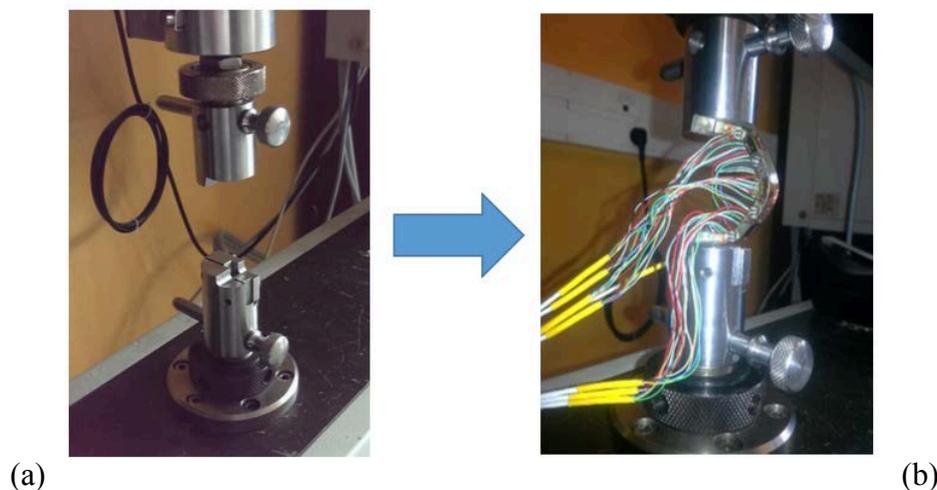


Figure 4.28 : Système de fixation (a) avec la barre en titane instrumentée (b).

Six tests ont été réalisés, avec un pilotage en déplacement en rapprochement, simulant une phase masticatoire INC. Les trois premiers tests se font avec un resserrement de 0,3 mm, les trois autres avec un resserrement de 0,21 mm. La force correspondante transmise par la machine Zwick Roell est relevée. En raison des problèmes de collage des jauges, il a été jugé plus prudent d'éviter de fortes amplitudes de la barre. Ces sollicitations induisant principalement des effets de flexion, seules les mesures sur les rosettes 3, 4 et 5 (situées sur la face antérieure de la barre) ont été relevées (tableau 4.3).

Les résultats figurant dans ce tableau seront commentés et comparés aux résultats numériques dans le paragraphe 4.4.3.

		Test 1	Test 2	Test 3	Test 4	Test 5	Test 6
Déplacement appliqué (mm)		0,3	0,3	0,3	0,21	0,21	0,21
Force Zwick (N)		39,1	40,2	41,9	28,3	26,8	28,2
Rosette 3	R3J1	18,54	21,01	55,63	36,47	37,09	27,82
	R3J2	-102,10	-105,17	-121,16	-82,41	-78,11	-62,12
	R3J3	75,41	79,12	86,54	59,34	53,78	51,31
Rosette 4	R4J1	160,10	163,80	192,85	132,28	127,33	116,82
	R4J2	-163,59	-166,67	-191,27	-131,61	-123,62	-116,24
	R4J3	187,29	197,18	230,56	160,71	147,73	137,84
Rosette 5	R5J1	92,10	99,52	118,68	79,12	79,74	69,85
	R5J2	-123,62	-126,69	-125,76	-101,48	-95,33	-87,95
	R5J3	133,51	140,93	169,36	118,68	106,93	100,75

Tableau 4.3 : Allongements relatifs expérimentaux ( $\mu\text{m}/\text{m}$ ) des jauges pour la barre seule en rapprochement.

#### 4.4.2. Essais numériques sur barre seule

Un modèle par éléments finis a été mis en place pour reproduire l'essai sur barre seule décrit précédemment. Les conditions aux limites appliquées dans ce modèle tendent à reproduire le plus fidèlement possible les conditions expérimentales décrites dans le paragraphe précédent. Aussi, deux types d'essais numériques ont été conduits (barre en Titane d'épaisseur 4 mm) :

- un essai avec déplacements imposés ( $U_X = 0,3 \text{ mm}$  ;  $U_Y = 0$ ) sur une extrémité de la barre, l'autre extrémité étant encastree sur son arête extérieure (figure 4.29),

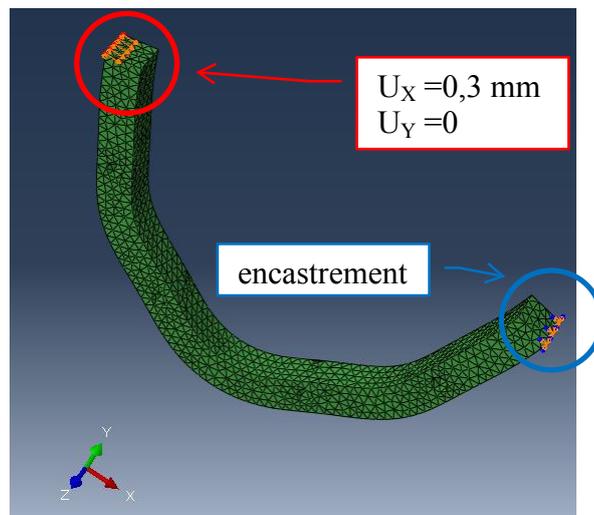


Figure 4.29 : Conditions aux limites de l'essai avec déplacements imposés.

- un essai avec effort imposé de 40 N sur une extrémité de la barre, l'autre extrémité étant encastree sur son arête extérieure (figure 4.30).

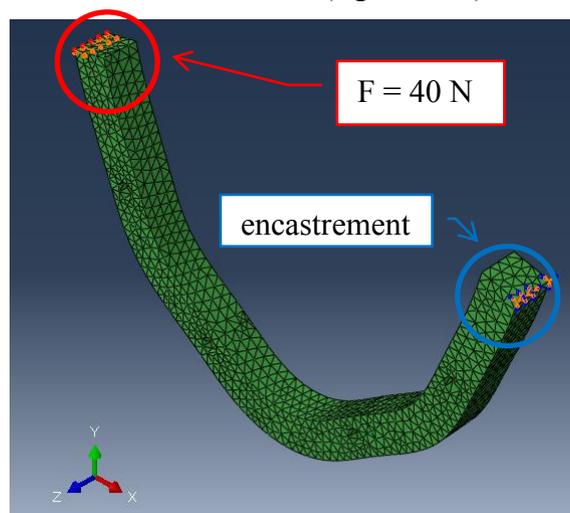


Figure 4.30 : Conditions aux limites de l'essai avec efforts imposés.

Le maillage et le choix des éléments finis sont identiques à ceux faits dans le chapitre 3 pour la barre prothétique.

La figure 4.31 montre la composante  $U_x$  du champ de déplacement sur la barre déformée.

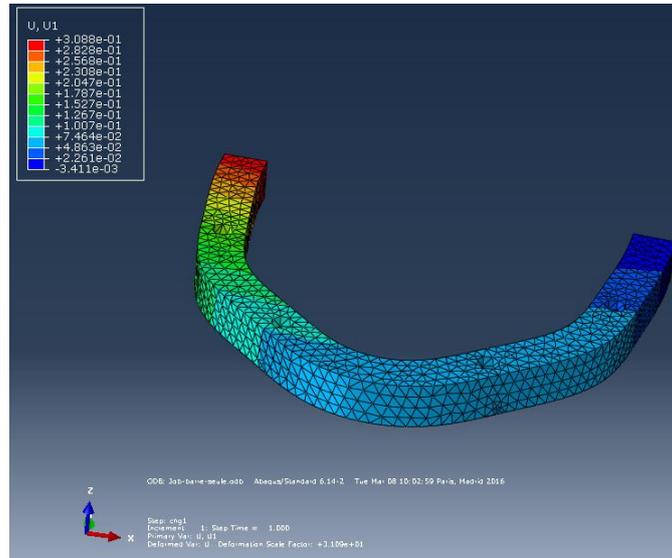


Figure 4.31 : Composante  $U_x$  du champ de déplacement sur la barre seule.

En vue de corrélérer les résultats numériques et expérimentaux, une procédure a été établie (détaillée en annexe 3), qui, partant des résultats numériques, consiste successivement à :

- créer un repère local pour chacune des rosettes 3, 4, 5 ;
- relever les composantes du champ de déformation au niveau de chaque rosette, dans le repère global ;
- projeter le champ de déformation dans le repère local de chaque rosette ;
- et calculer les allongements relatifs numériques selon les directions des jauges de chaque rosette.

Les tableaux 4.4 et 4.5 donnent les composantes du champ de déformation dans le repère global, dans le repère local à chaque rosette, et les allongements relatifs des jauges de chaque rosette, pour l'essai à déplacements imposés et pour l'essai à effort imposé, respectivement.

Pour l'essai à déplacements imposés, comme pour l'essai à effort imposé, on peut constater une bonne symétrie des allongements relatifs par rapport au plan de quasi-symétrie

YZ de la barre (les allongements des jauges R3J1-R5J3, R3J2-R5J2, R3J3-R5J1, R4J1-R4J3 sont en effet très proches).

	Déformations ( $\mu\text{m/m}$ )						Allongements ( $\mu\text{m/m}$ )	
	$\epsilon_{XX}$	$\epsilon_{XY}$	$\epsilon_{\theta\theta}$					
rosette 3	$\epsilon_{XX}$	$\epsilon_{XY}$	$\epsilon_{\theta\theta}$	166,50	-407,00	519,20	jauge 1	211,48
	$\epsilon_{YY}$	$\epsilon_{XZ}$	$\epsilon_{ZZ}$	64,70	1,07	-93,60	jauge 2	-93,60
	$\epsilon_{ZZ}$	$\epsilon_{YZ}$	$\epsilon_{\theta Z}$	-93,60	3,67	-1,31	jauge 3	214,11
rosette 4	$\epsilon_{XX}$	$\epsilon_{XY}$	$\epsilon_{\theta\theta}$	413,50	-8,30	413,50	jauge 1	166,13
	$\epsilon_{YY}$	$\epsilon_{XZ}$	$\epsilon_{ZZ}$	-155,00	10,63	-102,50	jauge 2	-102,50
	$\epsilon_{ZZ}$	$\epsilon_{YZ}$	$\epsilon_{\theta Z}$	-102,50	15,40	10,63	jauge 3	144,88
rosette 5	$\epsilon_{XX}$	$\epsilon_{XY}$	$\epsilon_{\theta\theta}$	124,60	408,00	504,83	jauge 1	214,47
	$\epsilon_{YY}$	$\epsilon_{XZ}$	$\epsilon_{ZZ}$	75,50	2,74	-81,00	jauge 2	-81,00
	$\epsilon_{ZZ}$	$\epsilon_{YZ}$	$\epsilon_{\theta Z}$	-81,00	0,69	2,56	jauge 3	209,36

Tableau 4.4 : Composantes des déformations dans le repère global (en bleu), dans le repère local à chaque rosette (en marron) et allongements relatifs numériques des jauges (en jaune) pour l'essai à déplacement imposé ( $U_x = 0,3 \text{ mm}$ ,  $U_y = 0$ ).

	Déformations ( $\mu\text{m/m}$ )						Allongements ( $\mu\text{m/m}$ )	
	$\epsilon_{XX}$	$\epsilon_{XY}$	$\epsilon_{\theta\theta}$					
rosette 3	$\epsilon_{XX}$	$\epsilon_{XY}$	$\epsilon_{\theta\theta}$	260,50	-636,00	811,50	jauge 1	333,20
	$\epsilon_{YY}$	$\epsilon_{XZ}$	$\epsilon_{ZZ}$	101,00	3,73	-146,00	jauge 2	-146,00
	$\epsilon_{ZZ}$	$\epsilon_{YZ}$	$\epsilon_{\theta Z}$	-146,00	4,32	0,45	jauge 3	332,30
rosette 4	$\epsilon_{XX}$	$\epsilon_{XY}$	$\epsilon_{\theta\theta}$	646,00	-13,00	646,00	jauge 1	259,40
	$\epsilon_{YY}$	$\epsilon_{XZ}$	$\epsilon_{ZZ}$	-241,50	16,40	-160,00	jauge 2	-160,00
	$\epsilon_{ZZ}$	$\epsilon_{YZ}$	$\epsilon_{\theta Z}$	-160,00	24,45	16,40	jauge 3	226,60
rosette 5	$\epsilon_{XX}$	$\epsilon_{XY}$	$\epsilon_{\theta\theta}$	194,00	637,00	787,75	jauge 1	331,99
	$\epsilon_{YY}$	$\epsilon_{XZ}$	$\epsilon_{ZZ}$	117,60	2,01	-126,00	jauge 2	-126,00
	$\epsilon_{ZZ}$	$\epsilon_{YZ}$	$\epsilon_{\theta Z}$	-126,00	-0,69	1,12	jauge 3	329,76

Tableau 4.5 : Composantes des déformations dans le repère global (en bleu), dans le repère local à chaque rosette (en marron) et allongements relatifs numériques des jauges (en jaune) pour l'essai à effort imposé ( $F = 40 \text{ N}$ ).

#### 4.4.3. Analyse comparative des résultats expérimentaux et numériques sur barre seule

Le tableau 4.6 donne le rapport des allongements relatifs expérimentaux et des allongements relatifs numériques calculés pour l'essai numérique avec déplacements imposés.

Les résultats numériques ont été pondérés par un coefficient exprimant le ratio du déplacement expérimental appliqué et du déplacement numérique imposé (ratio de 0,3/0,3 pour les tests 1, 2 et 3 ; ratio de 0,21/0,3 pour les tests 4, 5 et 6).

		Test 1	Test 2	Test 3	Test 4	Test 5	Test 6
		Résultat Expérimental / Résultat Numérique					
rosette 3	jauge 1	0,09	0,10	0,26	0,25	0,25	0,19
	jauge 2	1,09	1,13	1,30	1,26	1,19	0,95
	jauge 3	0,35	0,37	0,40	0,40	0,36	0,34
rosette 4	jauge 1	0,97	0,99	1,16	1,14	1,10	1,01
	jauge 2	1,60	1,63	1,87	1,84	1,73	1,62
	jauge 3	1,30	1,36	1,59	1,59	1,46	1,36
rosette 5	jauge 1	0,43	0,47	0,56	0,53	0,53	0,47
	jauge 2	1,53	1,57	1,80	1,79	1,68	1,55
	jauge 3	0,64	0,68	0,81	0,81	0,73	0,69

Tableau 4.6 : Rapports allongements relatifs expérimentaux/allongements relatifs numériques pour l'essai à déplacements imposés ( $U_X = 0,3 \text{ mm}$ ,  $U_Y = 0$ ).

De même, le tableau 4.7 donne les rapports allongements relatifs expérimentaux/allongements relatifs numériques calculés pour l'essai numérique avec efforts imposés. Cette fois, les résultats numériques ont été pondérés par un coefficient exprimant le ratio de l'effort expérimental transmis (cf tableau 4.3) et de l'effort numérique imposé (40 N).

		Test 1	Test 2	Test 3	Test 4	Test 5	Test 6
		Résultat Expérimental / Résultat Numérique					
rosette 3	jauge 1	0,06	0,06	0,16	0,15	0,17	0,12
	jauge 2	0,72	0,72	0,79	0,80	0,80	0,60
	jauge 3	0,23	0,24	0,25	0,25	0,24	0,22
rosette 4	jauge 1	0,63	0,63	0,71	0,72	0,73	0,64
	jauge 2	1,05	1,04	1,14	1,16	1,15	1,03
	jauge 3	0,85	0,87	0,97	1,00	0,97	0,86
rosette 5	jauge 1	0,28	0,30	0,34	0,34	0,36	0,30
	jauge 2	1,00	1,00	1,10	1,14	1,13	0,99
	jauge 3	0,41	0,43	0,49	0,51	0,48	0,43

Tableau 4.7 : Rapports allongements relatifs expérimentaux/allongements relatifs numériques pour l'essai à effort imposé ( $F = 40 \text{ N}$ ).

Cette étude est axée sur la phase INC du cycle masticatoire. Lors de cette phase, la mandibule présente un resserrement des branches horizontales et montantes. L'étude vise à montrer la pertinence des résultats numériques grâce à une comparaison avec des résultats issus d'une étude expérimentale sur banc. Les deux tableaux 4.6 et 4.7 montrent des résultats très éloignés sur quatre jauges qui sont R3J1, R3J3, R5J1, R5J3. Par contre, sur les autres jauges, les résultats présentent une meilleure concordance.

Les facteurs d'erreurs pour les jauges présentant les écarts les plus grands sont d'origines diverses.

Lors de la campagne d'essai, certaines jauges ont immédiatement donné des valeurs erronées. Ce problème était dû à un décollement complet des jauges. Les jauges, de taille millimétrique, sont en effet collées à l'œil, sans aide optique. Sur ce type d'instrumentation, l'aide de loupes ou de microscope semble indispensable pour vérifier le collage complet de la jauge, sa bonne cohésion avec son support et son bon positionnement vis-à-vis de la barre. Les écarts importants peuvent donc s'expliquer par un décollement partiel de la jauge et aussi par un positionnement insuffisamment précis. Les jauges les plus sensibles à un mauvais positionnement sont les jauges situées aux extrémités des rosettes R3 et R5. Sur ces rosettes, les jauges verticales 2 présentent un meilleur comportement. Cela peut s'expliquer par un collage central de la jauge avec insuffisance sur les parties latérales, contrairement à la rosette 4 qui, se trouvant sur une partie convexe, a pu bénéficier d'un collage plus minutieux pour s'adapter à la surface convexe de la barre. Les résultats les plus intéressants restent ceux obtenus par la rosette numéro 4 en position médiane. En effet, c'est au niveau de la symphyse mentonnière que de nombreux échecs prothétiques se situent.

Un autre facteur d'erreur possible concerne le mode de fixation de la barre dans la machine de traction. Au niveau de la rosette 4, les mesures de la jauge 1 sont moins proches des résultats numériques que celles de la jauge 3. Ces deux jauges, symétriques par rapport à la jauge 2, devraient mesurer des déformations similaires, compte tenu de la quasi-symétrie de la barre et du mode de chargement en flexion. Cependant, d'une part, la barre n'est pas parfaitement symétrique, et, d'autre part, le système de fixation peut être à l'origine de dissymétries des conditions aux limites : la jauge 3 de la rosette 4 se situe du côté où la barre est callée et fixée sur le socle, alors que la jauge 1 de la même rosette est du côté libre où s'applique la force (figures 4.21 et 4.22). L'écart entre ces deux jauges peut alors s'expliquer par le frottement et peut-être le glissement du pointeau de la machine sur le bras libre de la barre.

Il ressort de cette analyse comparative qu'il est très délicat de reproduire les conditions expérimentales réelles dans le modèle numérique, même pour une structure aussi simple que la barre prothétique seule. Il en résulte une difficulté à reproduire l'état de déformation expérimental dans le modèle numérique : d'un point de vue numérique, les déformations sont parfois sous-estimées (rapport allongement relatif expérimental/allongement relatif numérique supérieur à 1), mais le plus souvent surestimées (rapport allongement relatif expérimental/allongement relatif numérique inférieur à 1). Il est prévisible qu'il soit tout aussi délicat de reproduire d'un point de vue numérique les conditions expérimentales de la mandibule réhabilitée.

#### **4.5. Essais sur mandibule réhabilitée**

##### **4.5.1. Essais expérimentaux sur mandibule réhabilitée**

###### **4.5.1.1. Essais en rapprochement ou écartement**

Cinq tests ont été réalisés sur la mandibule réhabilitée avec la barre en Titane d'épaisseur 4 mm : quatre essais avec rapprochement des condyles et un essai avec écartement des condyles d'environ 1 mm imposé sur les flasques (0,5 mm de chaque côté). Ce déplacement de 1 mm imposé sur les flasques correspond à une valeur moyenne de la convergence temporo-mandibulaire naturelle médiane de la mandibule, qui se situe entre 0 et 2,4 mm, selon Chen [15]. Ce rapprochement (ou cet écartement) est imposé manuellement grâce aux pièces prévues à cet effet (cf. figure A2-32 de l'annexe 2) et mesuré grâce au capteur de déplacement LVDT AC positionné entre les flasques. Ces sollicitations induisant principalement des effets de flexion sur la barre, seules les mesures sur les rosettes 3, 4 et 5 ont été relevées (tableau 4.8).

La défaillance probable de la jauge R3J1 se confirme, puisque le signe de sa mesure n'est pas affecté par le changement du mode de sollicitation (écartement ou rapprochement).

		Test 1	Test 2	Test 3	Test 4	Test 5
Déplacement appliqué (mm)		-1,02	-0,99	-1,0	+0,99	-0,99
		rapprochement	rapprochement	rapprochement	écartement	rapprochement
Rosette 3	R3J1	-18,5	-13,6	-15,5	-9,9	-12,4
	R3J2	-64	-83	-73,2	61,5	-73,2
	R3J3	85,9	100,1	91,5	-53,15	87,8
Rosette 4	R4J1	66,1	102	85,3	-93,9	88,4
	R4J2	-99,6	-135,3	-117,5	103,3	-118
	R4J3	156,4	199,7	177,4	-128,6	173,7
Rosette 5	R5J1	-19,2	-27,2	-22,9	3,7	-19,8
	R5J2	-61,5	-80	-70,72	50,4	-68,9
	R5J3	121,8	165	143,4	-110	137,8

Tableau 4.8 : Résultats des tests expérimentaux (allongements relatifs en  $\mu\text{m/m}$ ) en rapprochement ou écartement de la mandibule.

#### 4.5.1.2. Essais en sollicitation incisive

Six tests ont été réalisés en sollicitation incisive, avec ou sans rapprochement des condyles (sans rapprochement pour les tests 1 et 2, avec rapprochement pour les tests 3 à 6). Le déplacement imposé, la force appliquée par la machine Zwick Roell, la force mesurée par le capteur de force en secteur incisif et les mesures sur les rosettes 3, 4 et 5 sont données dans le tableau 4.9. La force transmise par la machine Zwick Roell s'applique sur le secteur incisif dont l'aire est de  $69,86 \text{ mm}^2$ . On peut ainsi déduire les pressions correspondant aux efforts appliqués.

Les tests 1 et 2 (sollicitation incisive pure sans rapprochement des condyles) donnent des allongements relatifs très faibles, ce qui semble logique puisque les rosettes 3, 4 et 5 sont surtout sensibles aux efforts de flexion dans le plan de la barre.

Il faut remarquer que pour les tests avec rapprochement des condyles (tests 3 à 6), la force initiale  $F_{\text{Zwick}}$  transmise par la machine Zwick Roell décroît lors de l'application des déplacements sur les flasques (cf. 2<sup>ème</sup> ligne en vert du tableau 4.9 : par exemple lors de

l'essai 3, la force est passée de 128 N à 110 N). En outre, la force en secteur incisif  $F_{INC}$  mesurée par le capteur de force (3<sup>ème</sup> ligne du tableau 4.9) diffère parfois notablement de la force appliquée par la machine Zwick Roell. La présence de frottements et de jeux mécaniques dans les assemblages de la plaque fixe du banc d'essai (cf figure A2.34) explique ce phénomène.

		Test 1	Test 2	Test 3	Test 4	Test 5	Test 6
Force $F_{Zwick}$ (N)		131,0	131,0	128 -> 110	135 -> 103	153 -> 148	138 -> 135
Force $F_{INC}$ (N)		115,65	114,25	111,60	99,73	138,42	134,79
Pression INC (MPa)		1,65	1,64	1,6	1,43	1,98	1,93
Rapprochement des condyles (mm)		0	0	-1,0	-0,99	-1,0	-1,02
Rosette 3	R3J1	-11,12	-12,98	-48,21	-21,02	-61,81	-34,00
	R3J2	-1,84	-1,23	-90,4	-80,56	-97,17	-85,49
	R3J3	12,36	15,45	142,78	105,08	161,94	125,48
Rosette 4	R4J1	-14,83	-13,6	75,41	92,1	72,94	81,59
	R4J2	0,61	0,00	-141,45	-129,76	-148,21	-132,84
	R4J3	11,13	16,07	244,77	197,8	267,64	216,34
Rosette 5	R5J1	7,42	4,33	-5,56	-19,78	-15,45	-11,13
	R5J2	0	-3,07	-87,95	-77,49	-92,25	-79,34
	R5J3	-8,65	-11,13	160,71	150,2	175,54	147,73

Tableau 4.9 : Résultats des tests expérimentaux (allongements relatifs en  $\mu\text{m/m}$ ) en sollicitation incisive avec ou sans rapprochement des condyles.

#### 4.5.2. Essais numériques sur mandibule réhabilitée

Le modèle par éléments finis de la mandibule réhabilitée utilisé dans le chapitre 3 a été repris, avec comme matériaux (supposés homogènes, isotropes et élastiques) le titane pour la barre et les implants, et le PMMA pour la mandibule (cf. Caractérisation mécanique du PMMA en Annexe 1). Les conditions de chargement (déplacements imposés sur les flasques, pression en secteur incisif) ont été appliquées de manière à se rapprocher au mieux des

conditions expérimentales (figure 4.32). L'incidence de plusieurs paramètres de modélisation a été étudiée, notamment celle :

- des non-linéarités géométriques. Les résultats se sont avérés identiques, en hypothèse de petites perturbations ou en hypothèse de non-linéarité géométrique. Les modélisations ont donc toutes été poursuivies en hypothèse de petites perturbations.

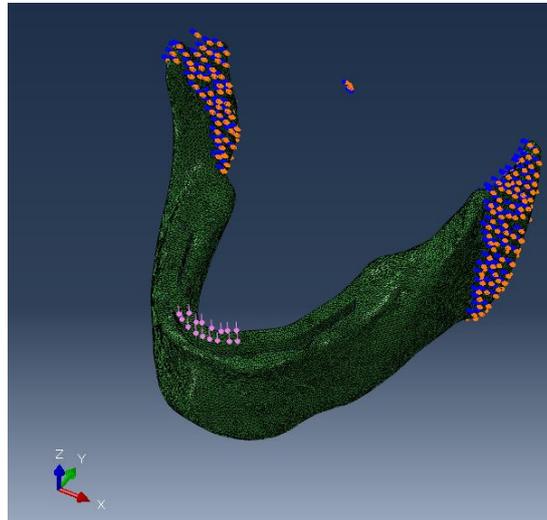


Figure 4.32. Conditions aux limites en sollicitation incisive : pression appliquée en secteur incisif de la barre avec ou sans rapprochement des condyles.

- de l'application des conditions aux limites en une ou plusieurs étapes. En effet, il est possible d'appliquer d'abord la force en secteur incisif puis le rapprochement des condyles (figure 4.33), ou bien l'inverse, ou les deux effets simultanément. Il ressort que l'ordre d'application des sollicitations n'a pas d'influence sur les résultats. Les conditions aux limites ont donc été appliquées en une seule étape.

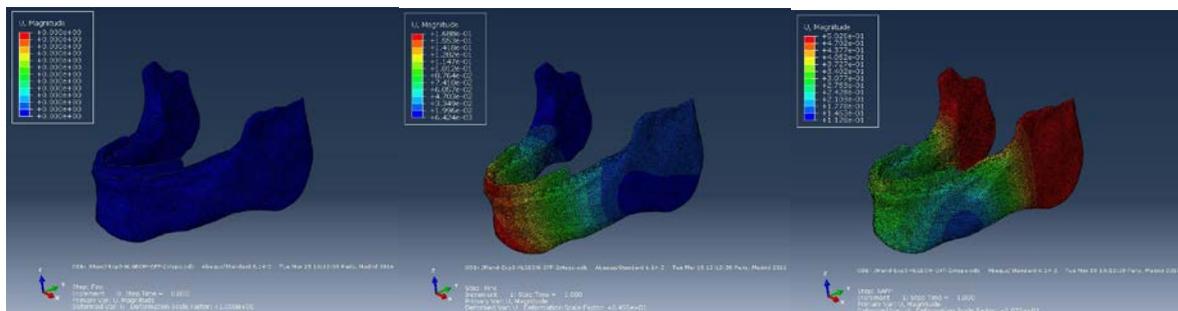


Figure 4.33. Déformées successives de la mandibule (de gauche à droite : configuration initiale, déformée avec force en secteur incisif, puis avec rapprochement des condyles).

- de la surface d'application des déplacements imposés en rapprochement sur les branches montantes de la mandibule. En effet, le déplacement est transmis par l'intermédiaire des flasques : en raison de la présence de jeux dans les fixations flasques/mandibule et dans les fixations flasques/banc d'essai, il n'est pas simple de connaître avec précision les déplacements réellement transmis à la mandibule. Deux hypothèses de modélisation ont donc été faites : appliquer le déplacement sur toute la surface (conditions aux limites dites « fortes ») ou seulement sur la moitié de la surface (conditions aux limites dites « faibles ») des branches montantes (figure 4.34).

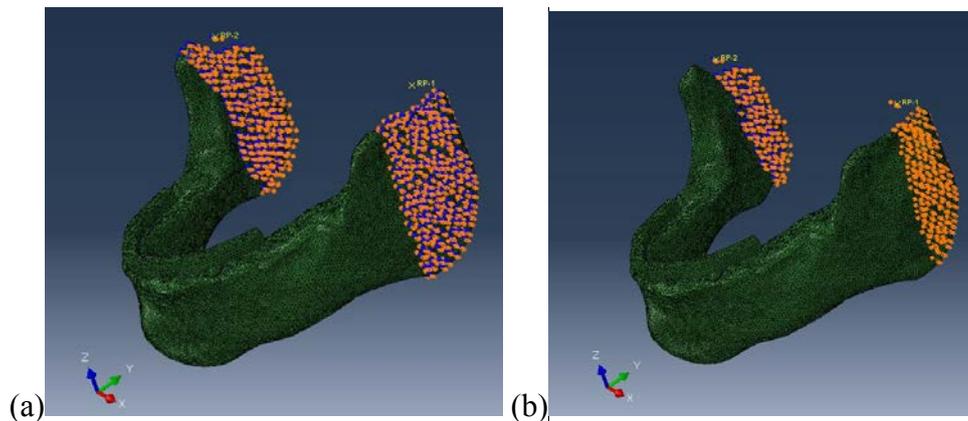


Figure 4.34. Conditions aux limites « fortes » (a) et « faibles » (b) en rapprochement.

#### 4.5.2.1. Essais en rapprochement ou écartement

La figure 4.35 montre la composante horizontale du champ de déplacement de la mandibule et de la barre. On constate qu'un rapprochement d'1 mm sur la mandibule induit un rapprochement de 0,25 mm sur la barre. Le tableau 4.10 donne les allongements relatifs numériques enregistrés lors des essais en rapprochement ou écartement, selon les conditions aux limites « fortes » ou « faibles ».

Comme on pouvait s'y attendre, le type de conditions aux limites a une forte influence sur les résultats. Il faudra donc en tenir compte pour la comparaison avec les résultats expérimentaux. Cependant, nous verrons dans le paragraphe 4.5.3.1 qu'il n'est pas facile de « trancher » sur le type de conditions aux limites à appliquer : les conditions aux limites « fortes » améliorent la corrélation des résultats pour certaines jauges et la détériorent pour d'autres, et inversement pour les conditions aux limites « faibles ». Nous en déduisons que la modélisation des conditions aux limites ne peut à elle seule expliquer les écarts entre les

résultats expérimentaux et les résultats numériques. Il a été décidé de poursuivre les modélisations numériques avec les conditions aux limites « fortes » pour les essais en sollicitation incisive. Cette décision sera justifiée a posteriori lors de l'analyse comparative des résultats expérimentaux et numériques (paragraphe 4.5.3).

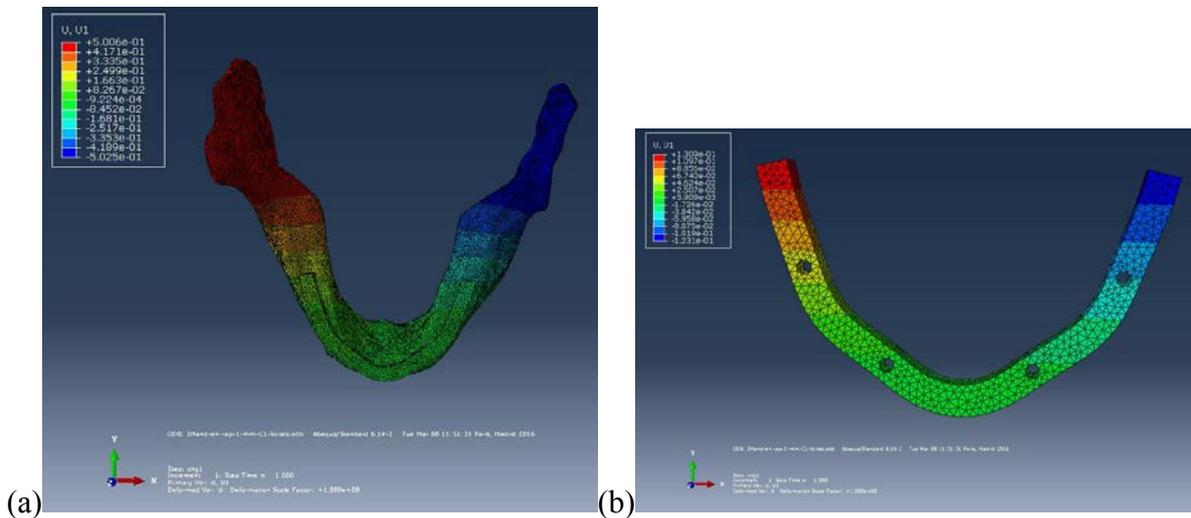


Figure 4.35. Composante horizontale ( $U_x$ , mm) du déplacement de la mandibule (a) et de la barre (b) en sollicitation de rapprochement seul.

		Rapprochement		Ecartement	
		CL « fortes »	CL « faibles »	CL « fortes »	CL « faibles »
rosette 3	jauge 1	254,55	193,66	-256,45	-195,28
	jauge 2	-83,70	-64,00	84,15	64,26
	jauge 3	127,87	98,51	-127,89	-98,24
rosette 4	jauge 1	150,07	111,48	-151,30	-118,40
	jauge 2	-97,40	-71,05	98,00	71,40
	jauge 3	141,54	100,48	-141,70	-95,20
rosette 5	jauge 1	86,25	63,72	-86,69	-63,79
	jauge 2	-65,20	-47,50	65,50	47,60
	jauge 3	244,38	175,91	-245,49	-177,30

Tableau 4.10 : Allongements relatifs numériques des jauges pour la mandibule sollicitée en rapprochement ou écartement (1 mm), selon les conditions aux limites.

#### 4.5.2.2. Essais en sollicitation incisive

Les allongements relatifs numériques des six tests en sollicitation incisive, avec ou sans rapprochement des condyles, se trouvent dans le tableau 4.11.

La figure 4.36 permet de comparer les déplacements verticaux sans ou avec rapprochement des condyles. On constate que le rapprochement des condyles tend à limiter légèrement le déplacement vertical à l'avant de la mandibule ( $1,64 \cdot 10^{-1}$  mm au lieu de  $1,67 \cdot 10^{-1}$  mm).

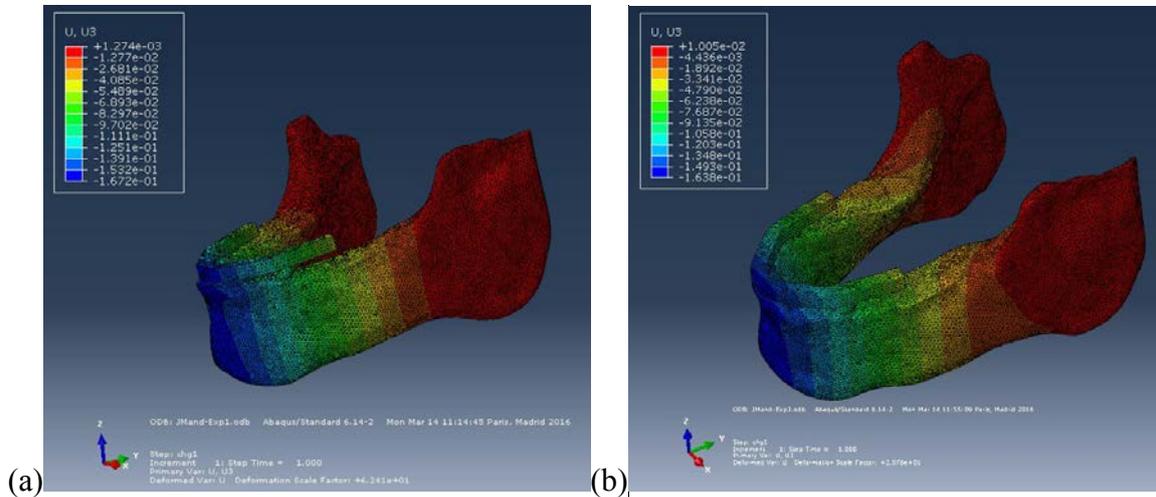


Figure 4.36. Composante verticale  $U_z$  (mm) du déplacement de la mandibule dans le cas d'une sollicitation sans (a) (Test 1) et avec (b) (Test 3) rapprochement des condyles.

		Test 1	Test 2	Test 3	Test 4	Test 5	Test 6
Pression INC (MPa)		1,65	1,64	1,6	1,43	1,98	1,93
Rapprochement des condyles (mm)		0	0	-1,0	-1,0	-1,0	-1,0
Rosette 3	R3J1	-31,48	-31,10	223,57	228,05	217,12	218,09
	R3J2	0,54	0,53	-82,10	-82,35	-81,75	-81,85
	R3J3	31,20	30,82	153,60	150,01	158,34	157,60
Rosette 4	R4J1	9,35	9,24	155,60	154,15	156,35	156,35
	R4J2	-17,95	-17,73	-113,00	-112,00	-116,00	-115,50
	R4J3	23,55	23,27	161,90	158,35	165,65	165,15
Rosette 5	R5J1	22,53	22,26	103,84	102,55	107,23	106,72
	R5J2	-0,75	-0,74	-65,10	-65,10	-65,00	-65,00
	R5J3	-16,52	-16,32	227,35	228,57	224,04	224,50

Tableau 4.11 : Allongements relatifs numériques ( $\mu\text{m}/\text{m}$ ) en sollicitation incisive avec ou sans rapprochement des condyles.

### 4.5.3. Analyse comparative des résultats expérimentaux et numériques sur mandibule réhabilitée

#### 4.5.3.1. Mandibule réhabilitée en rapprochement ou écartement

		Test 1		Test 2		Test 3		Test 4		Test 5	
		rapprochement		Rapprochement		rapprochement		écartement		Rapprochement	
		Résultat Expérimental / Résultat Numérique									
		CLF	CLf	CLF	CLf	CLF	CLf	CLF	CLf	CLF	CLf
rosette 3	jauge 1	-0,07	-0,09	-0,05	-0,07	-0,06	-0,08	0,04	0,05	-0,05	-0,06
	jauge 2	0,75	<u>0,98</u>	<u>1,00</u>	1,31	0,87	1,13	0,74	<u>0,96</u>	<u>0,88</u>	1,15
	jauge 3	0,66	<u>0,85</u>	0,79	<u>1,02</u>	0,71	<u>0,92</u>	0,42	<u>0,54</u>	0,69	<u>0,90</u>
rosette 4	jauge 1	0,43	<u>0,58</u>	0,68	<u>0,92</u>	0,56	<u>0,76</u>	0,62	<u>0,80</u>	0,59	<u>0,80</u>
	jauge 2	<u>1,00</u>	1,37	<u>1,40</u>	1,92	<u>1,20</u>	1,64	<u>1,06</u>	1,46	<u>1,22</u>	1,67
	jauge 3	<u>1,08</u>	1,53	<u>1,42</u>	2,00	<u>1,24</u>	1,75	<u>0,91</u>	1,36	<u>1,24</u>	1,74
rosette 5	jauge 1	-0,22	-0,30	-0,32	-0,43	-0,26	-0,36	-0,04	-0,06	-0,23	-0,31
	jauge 2	<u>0,92</u>	1,27	<u>1,24</u>	1,70	<u>1,07</u>	1,48	0,77	<u>1,06</u>	<u>1,06</u>	1,46
	jauge 3	0,49	<u>0,68</u>	0,68	<u>0,94</u>	0,58	<u>0,81</u>	0,45	<u>0,62</u>	0,57	<u>0,79</u>

Tableau 4.12 : Rapports allongements relatifs expérimentaux/allongements relatifs numériques pour la mandibule réhabilitée en rapprochement ou écartement, selon le type de conditions aux limites appliquées dans le modèle numérique.

Les rapports allongements relatifs expérimentaux/allongements relatifs numériques pour la mandibule réhabilitée en rapprochement ou écartement sont donnés dans le tableau 4.12, suivant le type de conditions aux limites « fortes » (CLF) ou « faibles » (CLf) appliquées dans le modèle numérique.

Pour le calcul de ces rapports, les résultats expérimentaux ont été pondérés par un coefficient exprimant le ratio du déplacement numérique imposé et du déplacement expérimental appliqué (ratio de 1/1,02 ; 1/0,99 ; 1/1 ; 1/0,99 ; 1/0,99 pour les tests 1 à 5, respectivement).

Comme annoncé plus avant dans le paragraphe 4.5.2.1, il est difficile de conclure quant à l'influence des conditions aux limites : dans certains cas, la corrélation est améliorée (rapports en vert soulignés) par les conditions aux limites « fortes » (c'est le cas notamment pour les jauges 2 et 3 de la rosette 4) ; dans d'autres cas (notamment la jauge 3 de la rosette 3 et la jauge 1 de la rosette 4), ce sont les conditions aux limites « faibles » qui donnent un

meilleur résultat. Il s'avère que la zone mentonnière présente souvent, en clinique, de nombreux échecs prothétiques. L'étude de cette zone est donc primordiale. Compte tenu de la position privilégiée au centre de la barre de la rosette 4, il est préférable de choisir les conditions aux limites donnant globalement les meilleures corrélations sur cette rosette, ce qui justifie le choix des conditions aux limites « fortes » pour le modèle de mandibule en sollicitation incisive.

Concernant la rosette 4, l'analyse des déformations issues des études numérique et expérimentale montre que la dissymétrie des résultats entre les jauges 1 et 3 s'est accentuée, comparativement aux résultats obtenus lors des essais sur la barre seule. La jauge 1 se trouve du côté gauche mandibulaire et donc du côté droit de l'opérateur sur le banc. Or le réflexe de serrage des flasques est un réflexe de droitier. Sur le banc, le fait d'être droitier, avec des serrages demandant de la force, entraîne inévitablement une dissymétrie dans le rapprochement et l'écartement de chacune des deux branches montantes mandibulaires. Il nous est impossible de quantifier cette dissymétrie, car l'instrumentation du banc nous permet d'accéder uniquement au déplacement relatif des deux flasques (grâce au capteur d'écartement OP6 – cf. annexe 2). Ceci peut expliquer une part des écarts observés, puisque le modèle numérique donne, de son côté, des résultats globalement symétriques par rapport à la jauge 2 de la rosette 4 (cf Tableau 4.10). L'utilisation de capteurs de déplacement indépendants aurait permis de mesurer précisément le déplacement imposé à chaque flasque et aurait permis de vérifier la symétrie du chargement. Cela aurait sans doute contribué à réduire sensiblement les écarts entre modèles numérique et expérimental.

#### **4.5.3.2. Mandibule réhabilitée en sollicitation incisive**

Les rapports allongements relatifs expérimentaux/allongements relatifs numériques pour la mandibule réhabilitée en sollicitation incisive avec ou sans rapprochement sont donnés dans le tableau 4.13. Les résultats expérimentaux ont été pondérés par un coefficient exprimant le ratio de la force transmise par la machine Zwick Roell et de la force mesurée par le capteur en secteur incisif. Afin de tenir compte de la variation de la force transmise par la machine Zwick Roell lors des tests expérimentaux 3 à 6 (sollicitation incisive avec rapprochement des condyles), nous avons distingué deux ratios, l'un calculé avec la force Zwick initiale, l'autre avec la force Zwick finale.

Les tests 1 et 2 ne sont pas représentatifs car les allongements sont très faibles, à la limite de la zone de sensibilité des jauges (cf tableau 4.11). Cependant, ces résultats permettent de souligner l'importance de réaliser des tests dans des conditions les plus physiologiques possibles (en tenant compte ici de l'élasticité mandibulaire) et de ne pas accorder de crédit à des résultats obtenus sur des bancs mécaniques avec des reconstructions prothétiques testées en ligne et sur socle.

	Test 1	Test 2	Test 3		Test 4		Test 5		Test 6		
	Résultat Expérimental / Résultat Numérique										
$F_{INC}$ (N)	115,65	114,25	111,60		99,73		138,42		134,79		
	Sans rapp.	Sans rapp.	Avec rapp.		Avec rapp.		Avec rapp.		Avec rapp.		
$F_{ZW}$ init / $F_{ZW}$ final (N)	131	131	128	110	135	103	153	148	138	135	
rosette 3	jauge 1	0,40	0,48	-0,25	-0,21	-0,12	-0,10	-0,31	-0,30	-0,16	-0,16
	jauge 2	-3,90	-2,67	1,26	1,09	1,32	1,01	1,31	1,27	1,07	1,05
	jauge 3	0,45	0,57	1,07	0,92	0,95	0,72	1,13	1,09	0,82	0,80
rosette 4	jauge 1	-1,80	-1,69	0,56	0,48	0,81	0,62	0,52	0,50	0,53	0,52
	jauge 2	-0,04	0,00	1,44	1,23	1,57	1,20	1,41	1,37	1,18	1,15
	jauge 3	0,54	0,79	1,73	1,49	1,69	1,29	1,79	1,73	1,34	1,31
rosette 5	jauge 1	0,37	0,22	-0,06	-0,05	-0,26	-0,20	-0,16	-0,15	-0,11	-0,10
	jauge 2	0,00	4,76	1,55	1,33	1,61	1,23	1,57	1,52	1,25	1,22
	jauge 3	0,59	0,78	0,81	0,70	0,89	0,68	0,87	0,84	0,67	0,66

*Tableau 4.13 : Rapports allongements relatifs expérimentaux/allongements relatifs numériques pour la mandibule réhabilitée en sollicitation incisive avec ou sans rapprochement, selon la force Zwick initiale (colonne de gauche pour les essais 3 à 6) ou finale (colonne de droite pour les essais 3 à 6).*

Pour les autres tests, les résultats sont aberrants pour les jauges 1 des rosettes 3 et 5. Ces résultats peuvent s'expliquer par une défaillance des jauges, ou du collage, ou encore de la connectique, qui montre une fragilité lors des manipulations.

En ce qui concerne les résultats des autres jauges, le diagramme présenté en figure 4.37 permet d'étudier le comportement de chaque jauge opérationnelle autour du facteur « 1 », qui correspond à une corrélation parfaite.

Les résultats des jauges R3J2, R3J3 et R5J3 sont les plus proches du facteur « 1 » de corrélation entre étude numérique et expérimentale, mais les autres jauges donnent aussi des

résultats acceptables, même si la précision obtenue n'est pas optimale. Les résultats montrent une concordance et une cohérence globales.

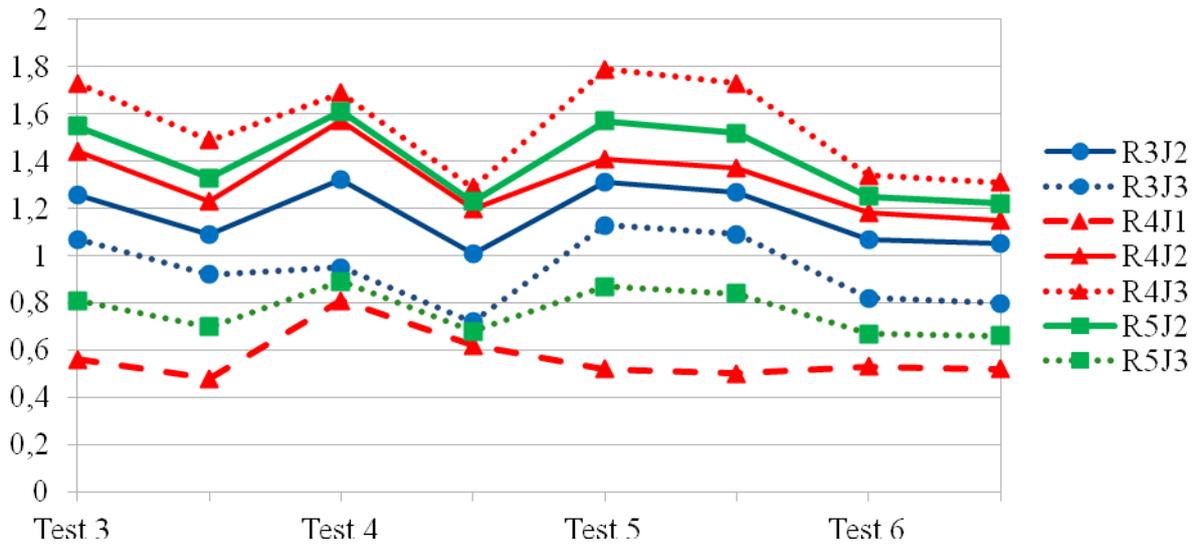


Figure 4.37. Facteurs de corrélation des jauges opérationnelles pour les tests 3 à 6.

#### 4.6. Discussion

Si la corrélation entre études numérique et expérimentale permet de valider l'ordre de grandeur global des déformations au sein de la barre prothétique, force est de constater que la précision reste relative. Les difficultés expérimentales ont été nombreuses : le défi est de rester le plus précis possible au sein d'une expérimentation qui présente de nombreux facteurs pouvant chacun induire un degré d'erreur ou d'écart.

Le premier facteur susceptible d'expliquer les écarts entre mesures expérimentales et estimations numériques concerne la loi de comportement du matériau constitutif de la mandibule artificielle, à savoir le PMMA. Ce matériau tend à reproduire le tissu osseux d'une mandibule avec une densité osseuse de type 1 ou 2, sachant qu'une mandibule peut être classifiée en 4 types (classification de Lekholm et Zarb) allant du plus dense (type 1) au plus alvéolé (type 4). La loi de comportement utilisée dans le modèle numérique est une loi d'élasticité classique d'un matériau homogène. Or les expérimentations ont nettement mis en évidence le caractère viscoélastique du PMMA. Cette viscoélasticité a posé des problèmes car il a fallu, au fur et à mesure des expériences, ajuster la vitesse de sollicitation et son intensité

pour éviter des déformations brutales du corps mandibulaire. Il a fallu aussi laisser un temps de relaxation suffisant avant une nouvelle sollicitation, afin de laisser le PMMA reprendre sa configuration initiale. L'hypothèse d'homogénéité du PMMA est également discutable, en raison de la présence visible de porosités de taille variables dans la mandibule artificielle.

Le deuxième facteur est relatif aux imprécisions de positionnement des implants dans la maquette expérimentale. Le processus d'ancrage des implants dans la mandibule est réalisé manuellement au niveau d'avant-trous percés dans la maquette usinée. A cette étape, une imprécision du placement se produit obligatoirement, suite au mouvement rotatif lors du forage : le foret crée un déport (en translation et/ou rotation) de l'axe des implants, facilement contrôlable dans un os humain, mais plus difficilement maîtrisable dans un os synthétique dense. Il en résulte des écarts géométriques entre les modèles numérique et expérimental.

Le troisième facteur a trait aux conditions cinétiques entre implants et mandibule. Dans le modèle numérique, l'ostéo-intégration est supposée parfaite (un contact collant « tied » est imposé entre le modèle os et le modèle des implants en titane). Dans la maquette expérimentale, l'insertion des implants est faite après taraudage. L'interface implant-PMMA n'est clairement pas une interface collée parfaite. En outre, le vissage crée obligatoirement une contrainte résiduelle au niveau du PMMA, qu'il est impossible d'estimer.

Afin de limiter les effets des deux facteurs précédents, deux solutions peuvent être envisagées : soit faire un forage grâce à un guide chirurgical obtenu par CFAO (qui garantirait le placement exact des implants), soit réaliser un usinage direct des trous implantaires (au diamètre exact de l'implant) lors de la création de la mandibule. Cette dernière solution permettrait de mettre en place sans contrainte l'implant et de le coller en coulant du PMMA liquide.

Le quatrième facteur pouvant induire des écarts de comportement concerne la barre prothétique et son instrumentation. La barre a été usinée en fonction du modèle informatique, les erreurs d'ordre géométrique sont donc inexistantes. Par contre, l'instrumentation de la barre fut extrêmement compliquée à mettre en œuvre, en raison de sa taille. Le challenge fut de trouver des jauges assez petites et assez sensibles pour être placées avec précision sur cette structure en titane. Le premier écueil fut le collage. Cette étape a été sous-traitée et a posé de nombreux problèmes. En effet, les conditions de collage doivent respecter un processus rigoureux, dans le choix du type de colle en fonction du matériau, dans le traitement adéquat des surfaces et dans le respect des durées d'application et de séchage des produits utilisés. Le

décollement de jauge a été un problème récurrent, aucune solution parfaite n'a été apportée à ce problème. Le compromis fut le maître mot de cette étape. Coller de si petites jauges sans aide optique est impensable, aucun protocole de traitement des surfaces (s'il y en a eu) ne nous a été donné par l'entreprise sous-traitante. Cette entreprise, spécialisée dans l'automobile et dans les structures de très grandes tailles, a eu énormément de mal à s'adapter à l'échelle de notre prothèse. Outre le collage hasardeux, la connectique a également montré de nombreuses faiblesses. Si les soudures étaient toutes bien faites, leur fragilité dans le temps s'est accrue avec la répétitivité des manipulations. Il faut signaler ici que le banc d'essai se trouve dans une salle qui n'est pas exclusivement réservée au laboratoire : il n'est donc pas surprenant qu'il ait pu aiguïser la curiosité, et parfois aussi des manipulations non souhaitables ...

Le cinquième facteur est le banc lui-même. Il est caractérisé par deux originalités qui le distinguent des autres bancs existants : la première est le mode de fixation de la mandibule, la seconde est le mode de chargement visant à reproduire les étapes principales du cycle masticatoire. Le mode de fixation doit pouvoir reproduire le rôle des ATM en maintenant la mandibule, tout en la laissant libre dans ses mouvements. Les ATM physiologiques sont remplacées par des flasques. Ce moyen de fixation reste discutable, car il est difficile de savoir s'il ne crée pas un carcan un peu trop rigide. En effet, l'ATM maintient la mandibule par des structures souples (les ligaments et la capsule articulaire) et les mouvements latéraux sont facilités par un ménisque. Dans le banc, la jonction est beaucoup plus rigide. Les choix techniques pour la transmission du chargement sur la prothèse peuvent aussi être discutés. En effet, le chargement est transmis par la machine Zwick Roell via une plaque de chargement, dont les pièces mobiles permettent de distinguer les trois phases primordiales de la mastication. Cette plaque a du faire l'objet de nombreuses modifications et ajustements, afin de garantir la normalité de l'effort transmis (mise en place de glissières pour un coulissement plus facile grâce à des roulements à bille). Le banc a nécessité un rodage complet pour vérifier que l'ensemble des pièces pouvait travailler sans blocage et sans frottements parasites. Les rondelles de Belleville qui servent à réguler l'application des forces en fonction de l'étape désirée du cycle masticatoire, ont présenté aussi une difficulté lors de leur empilage. En effet, elles avaient tendance à glisser entre elles le long de leur axe et il a fallu les solidariser (par le biais d'un emballage souple) pour éviter leurs déplacements transversaux. La machine de traction Zwick Roell n'a posé aucun problème en elle-même.

Un autre facteur important est le facteur humain. Il est indéniable que les manipulations diverses ont accéléré la détérioration de la connectique et du collage des

jauges. Précédemment, il a été expliqué que le serrage des flasques n'était pas fait obligatoirement de manière symétrique car rien ne permettait de s'en assurer. L'usage du programme pilotant la machine n'a pas toujours été facile et les pièces ont été parfois sollicitées dans des conditions extrêmes. Une barre et toute sa connectique ont ainsi été perdues. Ce facteur humain se retrouve aussi bien dans la manipulation du banc expérimental que dans la conduite de la modélisation numérique.

Comme on peut le constater, les facteurs expliquant les écarts observés entre les modèles numérique et expérimental sont nombreux. La liste ci-dessus est loin d'être exhaustive. Les pistes de solutions proposées permettront certainement d'améliorer la corrélation des résultats dans un futur proche.

#### **4.7. Conclusion**

L'objectif de l'étude expérimentale présentée dans ce chapitre était de confirmer les résultats obtenus par voie numérique. L'état de l'art sur les bancs existants montre l'absence d'une machine permettant de se rapprocher au mieux de l'anatomie et de la physiologie humaine. Le but recherché étant le bio-mimétisme, un banc spécifique a donc été développé dans cette optique. L'utilisation d'une machine de traction, couplée à un système propre à l'étude, permet de respecter les phases principales de la mastication, l'élasticité mandibulaire mais aussi l'ancrage par les articulations temporo-mandibulaires. La prise en main du banc s'est avérée difficile, notamment en raison des nombreux paramètres qu'il a fallu régler. Avant de lancer une campagne de tests en morsure incisive, des essais comparatifs ont été réalisés avec la barre titane d'épaisseur 4 mm seule. La validation de cette étape a permis de mettre en exergue les problèmes liés aux jauges et à leur collage. Ces problèmes identifiés, l'attention a pu se porter sur le banc proprement dit. Les résultats obtenus sont cohérents et encourageants, même si la précision obtenue n'est pas très fine. Cependant, ces résultats sont le reflet d'une réalité physiologique et non une caricature, comme le sont les résultats issus de modèles de mandibules rectangulaires posées sur table, très éloignées de la réalité clinique ! La corrélation entre les deux études (numérique et expérimentale), même si elle n'est pas d'une grande précision, reste ainsi riche d'enseignements. L'ensemble des facteurs d'erreurs analysés dans ce travail peuvent être améliorés et permettront dans un futur proche d'affiner

davantage la corrélation des modèles mécaniques. Les bancs test en ligne et sur socles permettent, certes, une meilleure reproductivité, grâce à leur équipement simple et fiable. Il est évident que plus un banc est simple, plus il est facile de corréler des résultats expérimentaux avec des données numériques non physiologiques. Mais ces bancs sont aussi très éloignés de la réalité clinique et de sa biomécanique source de tous nos échecs. La question est donc : faut-il sacrifier la réalité physiologique et anatomique au confort de la technique ? A cette question, nous avons choisi de répondre par la négative. C'est la raison pour laquelle nous nous sommes lancés dans ce challenge ambitieux qui était de concevoir un banc totalement original, permettant de se rapprocher au mieux des conditions physiologiques et anatomiques réelles, notamment par le respect de l'anatomie mandibulaire, par la prise en compte de l'élasticité naturelle de la mandibule supportant la prothèse et par la reproduction des phases principales du cycle masticatoire. Car c'est bien par l'intégration de la réalité clinique dans la chaîne décisionnelle du dentiste praticien qu'il sera possible de concevoir des solutions prothétiques réellement pérennes pour les patients. Le but est de repositionner l'humain dans les machines expérimentales et non l'inverse et ce type de banc est une étape de plus dans ce mouvement biomimétique qui anime la dentisterie.

#### **4.8. Bibliographie du chapitre 4**

- 1- Koolstra J.H., van Eijden T.M. *Biomechanical analysis of jaw-closing movements*. J Dent Res. 1995;74(9):1564-70.
- 2- Woda A., Vigneron P., Kay D. *Nonfunctional and functional occlusal contacts: a review of the literature*. J Prosthet Dent. 1979;42(3):335-41.
- 3- Posselt U. *Range of movement of the mandible*. J Am Dent Assoc. 1958;56(1):10-3.
- 4- DeLong R., Douglas W.H. *Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control*. J Dent Res. 1983;62(1):32-6.
- 5- DeLong R, Douglas WH. *An artificial oral environment for testing dental materials*. IEEE Trans Biomed Eng. 1991 Apr;38(4):339-45.
- 6- Krejci I., Reich T., Lutz F., Albertoni M. *An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer-controlled mastication simulator*. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 1990;100(8):953-60.

- 7- Teoh S.H., Ong L.F., Yap A.U., Hastings G.W. *Bruxing-type dental wear simulator for ranking of dental restorative materials*. J Biomed Mater Res. 1998;43(2):175-83.
- 8- Woda A., Mishellany-Dutour A., Batier L., François O., Meunier J.P., Reynaud B., Alric M., Peyron M.A. *Development and validation of a mastication simulator*. J Biomech. 2010;43(9):1667-73.
- 9- Heintze S.D. *Predictability of clinical wear by laboratory wear methods for the evaluation of dental restorative materials* - 2010 - pubproxy.ub.rug.nl
- 10- Rosentritt M., Leibrock A., Lang R., Scharnagl P., Behr M., Handel G. *In-vitro simulation of intraoral loading parameters*. J Dental Res. 1996;75:136.
- 11- Rosentritt M., Siavikis G., Behr M., Kolbeck C., Handel G. *Approach for valuating the significance of laboratory simulation*. J Dent. 2008;36(12):1048-53.
- 12- Behr M., Rosentritt M., Leibrock A., Schneider-Feyrer S., Handel G. *In-vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced adhesive fixed partial inlay dentures*. J Dent. 1999;27(2):163-8.
- 13- Naumann M., Metzdorf G., Fokkinga W., Watzke R., Sterzenbach G., Bayne S., Rosentritt M. *Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations: a structured review*. J Oral Rehabil. 2009;36(4):299-312.
- 14- Naumann M.B.F, Lange K.P. *Vorschlag zur standardisierung von in-vitro-Belastbarkeitsuntersuchungen an endodontisch behandelten Zähnen*. Dtsch Zahnärztl Z. 2002;57:554–557.
- 15- Fokkinga W.A., Kreulen C.M., Le Bell-Rönnlöf A.M., Lassila L.V., Vallittu P.K., Creugers N.H. *In vitro fracture behavior of maxillary premolars with metal crowns and several post-and-core systems*. Eur J Oral Sci. 2006;114(3):250-6.
- 16- Dumas B., Xu W.L., Bronlund J. *Jaw mechanism modeling and simulation*. Mechanism and Machine Theory. 2005;40(7):821-33.
- 17- Xu W.L., Bronlund J.E., Potgieter J., Foster K.D., Röhrle O., Pullan A.J., Kieser J.A. *Review of the human masticatory system and masticatory robotics*. Mechanism and Machine Theory. 2008;43(11):1353-75.
- 18- Alemzadeh K., Raabe D. *Prototyping artificial jaws for the Bristol Dento-Munch Robo-Simulator. A parallel robot to test dental components and materials'*. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2007;1453-6.
- 19- Conserva E., Menini M., Tealdo T., Bevilacqua M., Pera F., Ravera G., Pera P. *Robotic chewing simulator for dental materials testing on a sensor-equipped implant setup*. Int J Prosthodont. 2008;21(6):501-8.



## **CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES**

Le but de cette thèse était d'étudier une nouvelle proposition prothétique implantaire permettant de reconstruire une arcade dentaire complète sur un nombre d'implants réduit à 4, en évitant les anatomies délicates pour diminuer le risque opératoire et les coûts supplémentaires en greffes osseuses. Cette étude devait se construire autour des forces occlusales appliquées et de leur quantification et devait aussi intégrer l'élasticité mandibulaire et le cycle masticatoire. Ces paramètres sont primordiaux pour se rapprocher au mieux de l'anatomie et de la physiologie humaine. Le but était alors de pouvoir intégrer tous ces résultats dans les outils d'aujourd'hui en dentisterie. En effet, si l'implantologie et le collage ont été les révolutions du siècle dernier, le XXI<sup>ème</sup> siècle sera celui du numérique. François Duret (francois-duret.com), précurseur de la CFAO en dentisterie, donne 5 à 10 ans pour que les cabinets dentaires franchissent le pas du numérique, ou sinon ils disparaîtront. Dans cette chaîne décisionnelle et de fabrication, l'intégration des paramètres physiologiques est indispensable. Mais l'amélioration des propositions prothétiques doivent passer du « prêt-à-porter » thérapeutique au « sur mesure ». L'élément principal de l'échec en prothèse dentaire est la rupture. La biomécanique prend alors toute son importance car dans le contexte bucco-dentaire, les matériaux sont soumis à des forces extrêmes, dans une étuve à 35°C, avec une humidité constante.

Le premier paramètre que doit appréhender le chirurgien dentiste est la force occlusale de mastication. L'observation clinique a ses limites et les appareillages disponibles sont dédiés majoritairement aux laboratoires, même si le T-scan existe pour les cabinets mais il est utilisé pour visualiser les points de contacts occlusaux afin de les équilibrer et non pour les quantifier. La première étape de ce travail fut de créer un dispositif médical simple de quantification du serrage mandibulaire. En effet, la dimension verticale, qui définit la hauteur de l'étage inférieur de la face, crée un espace intra-buccal propre. Cela signifie que le surdimensionnement des pièces n'est pas toujours possible. De plus, ce principe de surdimensionnement, qui peut s'appliquer à d'autres domaines de la mécanique, est relativement nuisible dans le temps pour la flexibilité mandibulaire. Donc, pour ajuster au mieux les infrastructures prothétiques à la biomécanique individuelle, un capteur occlusal a été développé lors de cette thèse. Sa facilité d'emploi et d'enregistrement a permis de donner

des résultats conformes à la littérature. Si la majorité des patients mastiquent dans une fourchette de 120N à 150N, près de 30% présentent des valeurs nettement supérieures. Gérer 30% d'échecs liés à ces cas hors norme est impensable, en termes économiques et sanitaires. Ce capteur renseigne à la fois le praticien pour le choix de la solution prothétique la plus adaptée, mais aussi le patient qui va prendre alors connaissance de sa para-fonction et tenter d'y remédier par une prise de conscience accrue. Ce type de dispositif peut être alors relié à la chaîne numérique de l'«e-dentisterie».

L'étude du système de bridge sur quatre implants a nécessité une double approche. La première est numérique : elle a permis de créer un modèle par éléments finis issu d'un fichier Dicom d'imagerie. A partir de cette image, une mandibule a pu être obtenue par impression 3D. Ce type d'impression est un élément supplémentaire de la nouvelle e-dentisterie, car elle peut être utilisée aussi pour programmer et visualiser la chirurgie, puis l'assister avec des guides chirurgicaux spécifiques. La mandibule a alors fait l'objet d'études comparatives avec ou sans barre prothétique, selon différents paramètres de nature géométrique (dimension de la barre, épaisseur de corticales osseuses), matérielle (matériaux constitutifs des implants et de la barre) et cinétique (forces musculaires exercées selon les différentes phases de la mastication). La mandibule est conçue naturellement pour le mouvement et sa cinématique n'est jamais bridée avec les dents naturelles. Cette déformation mandibulaire naturelle est un phénomène bien connu, multifactoriel mais dont les conséquences restent peu étudiées. Pourtant, il semble que ce paramètre, s'il est bien pris en compte, peut être un facteur supplémentaire de réussite et de pérennité des traitements implantaires et prothétiques. L'étude numérique montre que la mandibule, dans son état naturel, présente une élasticité plus ou moins grande en fonction de l'épaisseur de sa corticale. Les mouvements du corps mandibulaire lors des phases masticatoires sont plus ou moins complexes. Lors de l'intercuspidie maximale (ICP) ou du serrage incisif (INC), les mouvements s'effectuent selon un axe horizontal avec un écartement ou un resserrement significatif (de l'ordre de 1 à 2 mm) des branches montantes. La mastication en latéralité (RMOL) entraîne des mouvements plus complexes des branches horizontales, avec torsion et rotation dorso-ventrale, mais d'amplitude plus faible. Pour respecter cette physiologie mandibulaire, le choix de la structure prothétique s'avère important : les matériaux trop rigides, comme la zircone ytriée, semblent entraîner un bridage excessif, contrairement aux alliages à base d'or. L'alliage nickel-titane donne les meilleurs résultats. La cinématique mandibulaire est influencée non seulement par le matériau prothétique, mais également, fort logiquement, par l'épaisseur de la barre. Le stade

masticatoire de latéralité présente les contraintes les plus nocives pour les implants verticaux travaillant à l'interface os-implant. Selon la latéralité (droite ou gauche), l'implant correspondant devient un élément essentiel à la transmission des efforts sur le corps de la mandibule, en jouant un rôle de pivot. L'interface os/ implants inclinés souffre dans les phases d'incision et en occlusion d'intercuspidie maximale (OIM) dans une part moindre.

La seconde approche pour l'étude du système de bridge sur quatre implants est expérimentale. Elle a pour double objectif de permettre des tests se rapprochant au mieux des conditions cliniques et de corrélérer les résultats numériques. La première étape consiste à créer un banc spécifique et physiologique. En effet, l'état de l'art montre qu'il existe de multiples études sur banc avec des implants posés au sein de blocs de PMMA, mais qu'aucune de ces études n'utilise un banc pouvant tenir compte de l'anatomie réelle de la mandibule, de ses phases masticatoires et de sa suspension à la base du crâne par les articulations temporo-mandibulaires (ATM). Le banc original développé dans ce travail va révéler quelques problèmes de mise au point et de précision de mesure, cependant les résultats obtenus permettent de confirmer la tendance numérique avec une différence de résultats acceptable. Pour pallier les problèmes rencontrés avec les mesures par extensométrie (collage des jauges de déformation), l'utilisation de techniques par mesures optiques (photoélasticimétrie par exemple) serait une amélioration majeure. Les résultats obtenus permettent de confirmer l'importance de l'étude en latéralité masticatoire, qui présente le risque mécanique le plus élevé (c'est aussi une phase très souvent oubliée en essai car complexe à analyser). L'étude de l'épaisseur de la corticale est un facteur important de renseignement sur l'élasticité mandibulaire naturelle. Cette élasticité en OIM et en incisif augmente en s'éloignant de la symphyse et en s'éloignant dans le plan sagittal en direction du ramus. Le choix des matériaux et du design de la prothèse doit être fait en essayant de respecter au mieux ces différents mouvements mandibulaires. L'ensemble de ces facteurs corrélés avec la force musculaire développée doit permettre de créer une prothèse adaptée et pérenne pour chaque patient. Ces facteurs ont un impact sur la mise en charge immédiate des reconstructions prothétiques de type « all-on-four », mais aussi sur l'ostéointégration implantaire. En effet, si lors de l'ostéointégration, on tente d'éviter toute force externe parasite, on ne s'intéresse pas aux conséquences des déformations internes physiologiques et de leurs effets. L'élasticité mandibulaire naturelle pourrait être plus facilement respectée à condition d'augmenter le nombre d'implants et de scinder la barre en plusieurs parties, afin de diminuer sa rigidité structurelle. Si la solution sur quatre implants est préférée, alors il faut rechercher des

matériaux super-élastiques, qui permettent de respecter au mieux ces mouvements mandibulaires. Cependant, le choix du matériau cosmétique qui vient recouvrir la prothèse reste entier : à l'heure actuelle, seules la résine et la céramique sont utilisées. Rien ne permet d'assurer que ces matériaux cosmétiques pourront supporter les déformations que leur imposera la barre prothétique. Des difficultés à l'interface des matériaux de structure et de cosmétique sont prévisibles.

Les perspectives liées à ce travail sont donc nombreuses et variées. Il a déjà été évoqué l'intérêt d'étudier de nouveaux matériaux prothétiques, présentant intrinsèquement un bas module d'élasticité, afin de limiter au maximum le bridage naturel de la mandibule. L'utilisation de technologies par mesures optiques permettrait non seulement de s'affranchir des difficultés de l'extensométrie pour l'étude de l'état de déformation de la prothèse, mais donnerait aussi la possibilité d'accéder à l'état de contraintes à l'interface implant/mandibule (ce qui est impossible par extensométrie). Il serait également important dans l'avenir, de développer un outil informatique intégrant les forces occlusales du patient, ses caractéristiques osseuses mandibulaires et les propriétés des matériaux, afin de pouvoir améliorer le design des pièces directement usinées. Le but ultime serait de créer une solution numérique prothétique adaptée à chaque patient. Le point de départ serait l'imagerie et l'enregistrement occlusal, puis un guide chirurgical adapté à la solution choisie serait créé. La solution prothétique serait alors usinée à la suite d'une empreinte optique pour obtenir une barre optimale dans le matériau prescrit pour le patient.

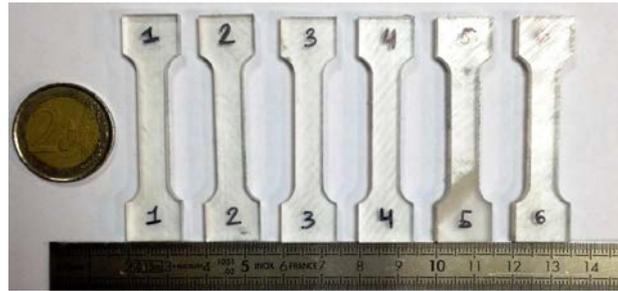
## **ANNEXE 1**

### **Caractérisation mécanique du PMMA**



La corrélation des résultats numériques et expérimentaux requiert la caractérisation du PMMA dont est constituée la mandibule artificielle. Le fournisseur du PMMA n'ayant pas été dans la mesure de fournir cette caractérisation, il a été nécessaire de procéder à des essais de traction au laboratoire.

Des éprouvettes ont été usinées dans le PMMA (figure A1-1). Les essais de traction ont été réalisés sur la machine Zwick Roell (figure A1-2) avec différentes vitesses de déformation (figure A1-3).



*Figure A1-1 : Eprouvettes de traction en PMMA.*



*Figure A1-2 : Eprouvettes de traction en PMMA sur la machine Zwick Roell.*

Comme on pouvait s'y attendre s'agissant d'un polymère, la rigidité du PMMA dépend beaucoup de la vitesse de déformation. Les sollicitations lors de la mastication étant appliquées à des vitesses relativement lentes, nous avons considéré que le comportement adéquat du PMMA était celui en conditions presque quasi-statiques, c'est-à-dire pour la plus petite vitesse de déformation. La courbe rationnelle retenue est donc celle de la figure A1-4, qui fournit un module d'élasticité de **3.2 GPa**.

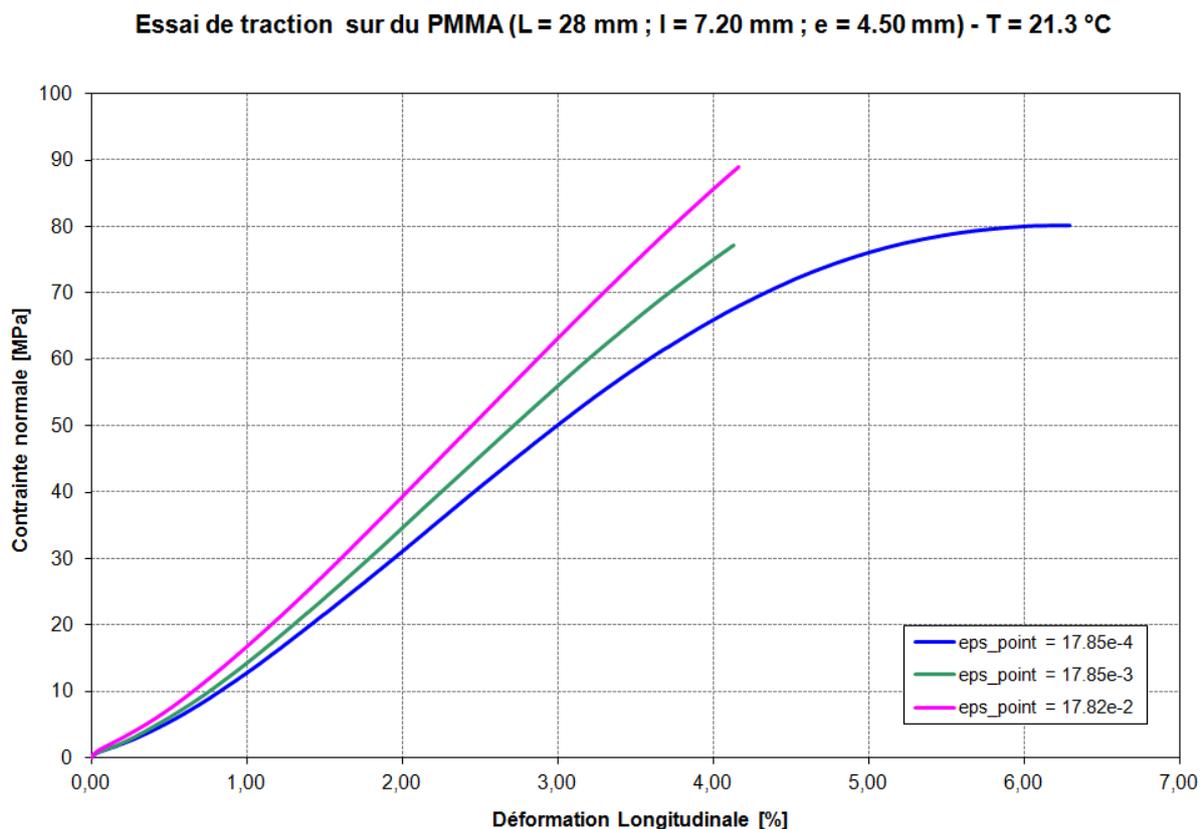


Figure A1-3 : Courbes rationnelles du PMMA en fonction de la vitesse de déformation.

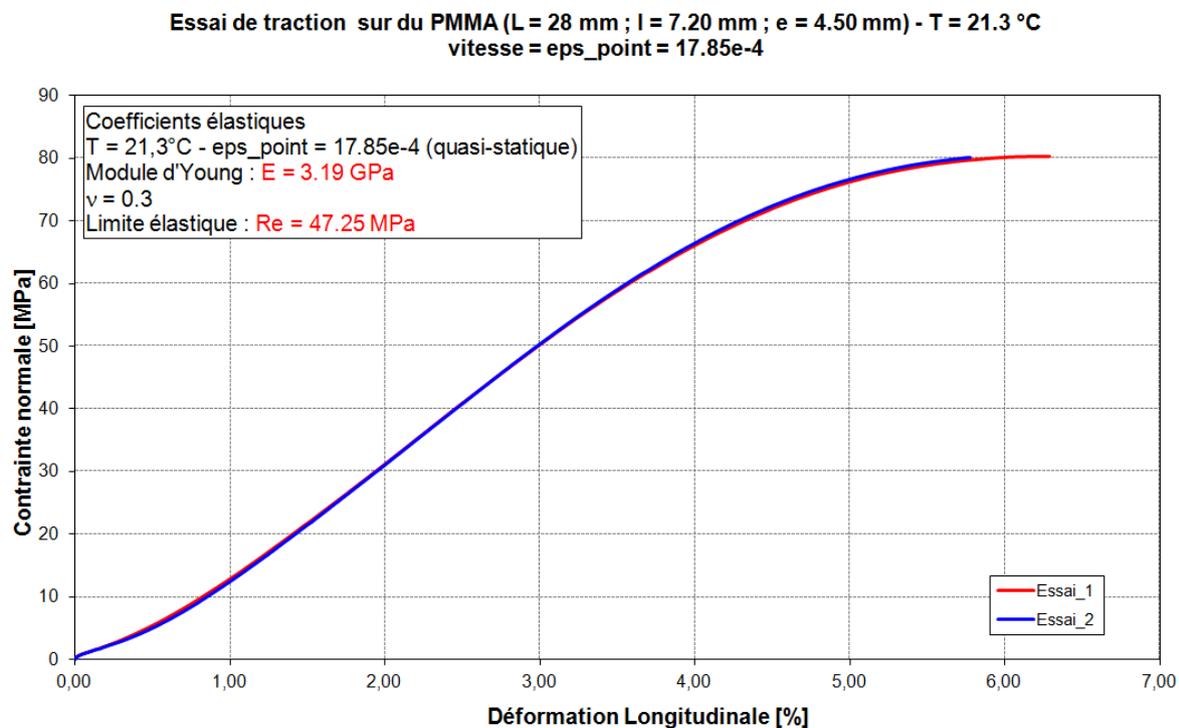


Figure A1-4 : Courbe rationnelle du PMMA en conditions quasi-statiques.

## **ANNEXE 2**

### **Conception et développement du banc d'essai dentaire**

(tirée du rapport de stage de Master réalisé au LEMTA par M. Lotfi JAEIM)

Partie I. Etude fonctionnelle

Partie II. Etude mécanique

Partie III. Instrumentation



## PARTIE I - ETUDE FONCTIONNELLE

### Introduction

L'étude fonctionnelle représente la première étape du cycle de vie d'un produit. Elle permet d'analyser les besoins pour que le produit satisfasse aux exigences spécifiées par le client.

### Enoncé du besoin

Il faut exprimer avec rigueur le but et les limites, cela consiste à préciser :

- A qui le produit rend service ? → Opérateur (Chercheur)
- Sur quoi le produit agit ? → Prototype de mandibule instrumenté par une barre prothèse
- Dans quel but ? → solliciter la barre et acquérir les données (état de contrainte et déplacement)

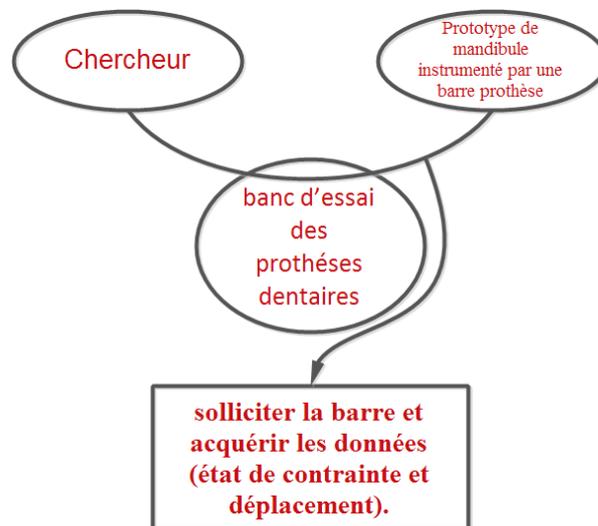


Figure A2-1 : Diagramme de la bête à cornes

## Etude de faisabilité

### Introduction :

L'étude de faisabilité est la deuxième phase dans le cycle de vie de tout produit. Dans cette étape, on analyse et on étudie les fonctions de service du produit de façon qu'il réponde au besoin de l'utilisateur et au cahier de charge imposé.

Cette étude se fait en trois étapes:

- Mettre le système dans son environnement d'utilisation et chercher les composants extérieurs qui influent le système (diagramme pieuvre).
- Caractériser les fonctions de service (principales et contraintes).
- Hiérarchiser et valoriser les fonctions de service.

### Diagramme pieuvre :

Appelé aussi diagramme des interactions. Cet outil permet de représenter les fonctions d'un produit et leurs relations. Ces différentes relations sont appelées les fonctions de services qui conduisent à la satisfaction du besoin.

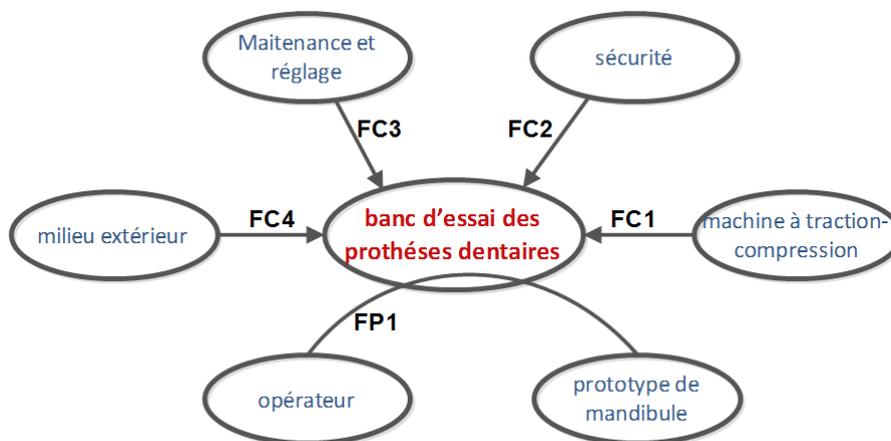


Figure A2-2 : Diagramme pieuvre

### Caractérisation des fonctions :

On distingue deux types de fonctions, il y a les fonctions principales, qui sont notées FP et qui représentent l'action d'un élément du milieu extérieur sur un autre élément du milieu extérieur par l'intermédiaire du système. Ensuite, il y a les fonctions contraintes, qui sont

notées FC, et qui représentent l'action d'un élément du milieu extérieur sur le système ou réciproquement.

➤ Fonction principale :

FP1 : Permettre à l'opérateur de faire des essais mécaniques sur des prothèses dentaires.

➤ Fonctions contraintes :

FC1 : Être adaptable à une machine de traction et compression et permettre le montage et le démontage.

FC2 : Ne pas présenter de danger pour l'opérateur.

FC3 : Permettre l'entretien et le réglage de différentes parties mobiles.

FC4 : Résister au milieu extérieur.

**Classement des fonctions :**

Dans cette étape, on définit le degré d'importance de chaque fonction service afin d'avoir un classement pour chacune. La méthode de tri croisé permet d'attribuer à chaque fonction une note par rapport aux autres. Ce qui permettra finalement de les classer.

Le barème est le suivant :

0 : équivalence d'importance      1 : légèrement supérieur  
2 : moyennement supérieur      3 : nettement supérieur

<b>FP1</b>	<b>FC1</b>	<b>FC2</b>	<b>FC3</b>	<b>FC4</b>	<b>POINTS</b>	<b>%</b>
<b>FP1</b>	FP1 2	FP1 1	FP1 2	FP1 3	8	42.1
	<b>FC1</b>	FC2 1	FC1 2	FC1 3	5	26.31
		<b>FC2</b>	FC3 1	FC2 3	4	21
			<b>FC3</b>	FC4 1	1	5.26
				<b>FC4</b>	1	5.26
				<b>TOTAL</b>	<b>19</b>	100

Tableau A2-1 : Classement des fonctions

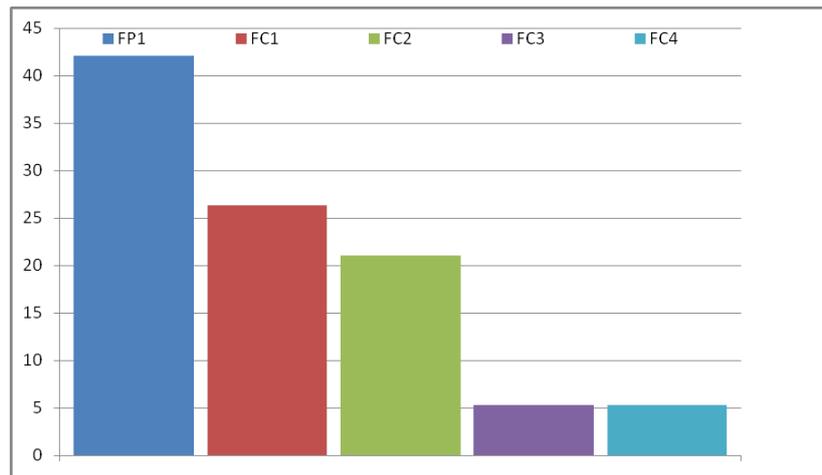


Figure A2-3 : Histogramme des fonctions

En se basant sur les résultats de classement des fonctions de service, on peut voir clairement que la fonction principale FP1 est la plus importante pour le banc d'essai et qu'elle va avoir le plus grand part que ce soit sur le plan budgétaire ou sur la conception.

#### **Diagramme FAST :**

FAST, acronyme de Function Analysis System Technic, est un diagramme qui se base sur la logique du pourquoi au comment. D'où sa lecture qui se fait en deux sens, soit de gauche à droite pour savoir comment la fonction peut être assurée jusqu'à atteindre la solution technique, soit de droite à gauche pour savoir pourquoi une fonction doit être assurée.

Dans cette partie on va développer la fonction principale FP1 : Permettre à l'opérateur de faire des essais mécaniques sur des prothèses dentaires.

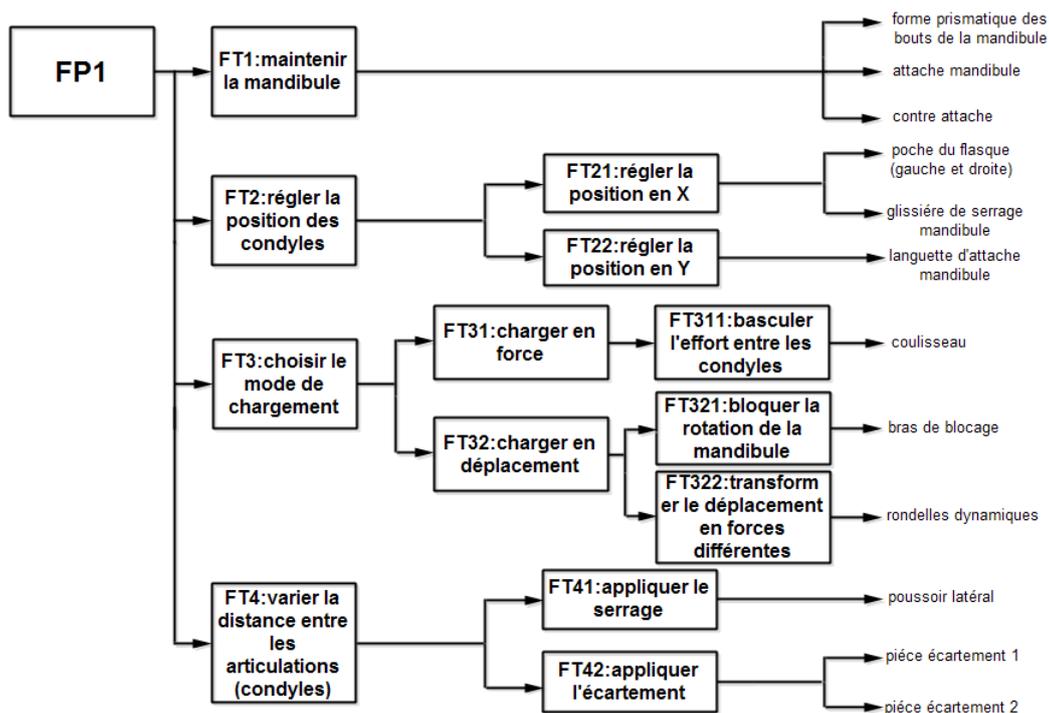


Figure A1-4 : Diagramme FAST

**Diagramme SADT :**

Le Système banc d'essai des prothèses dentaires est présenté dans son environnement comme le montre la figure suivante avec la barre fixée sur le prototype de la mandibule comme matière d'œuvre.

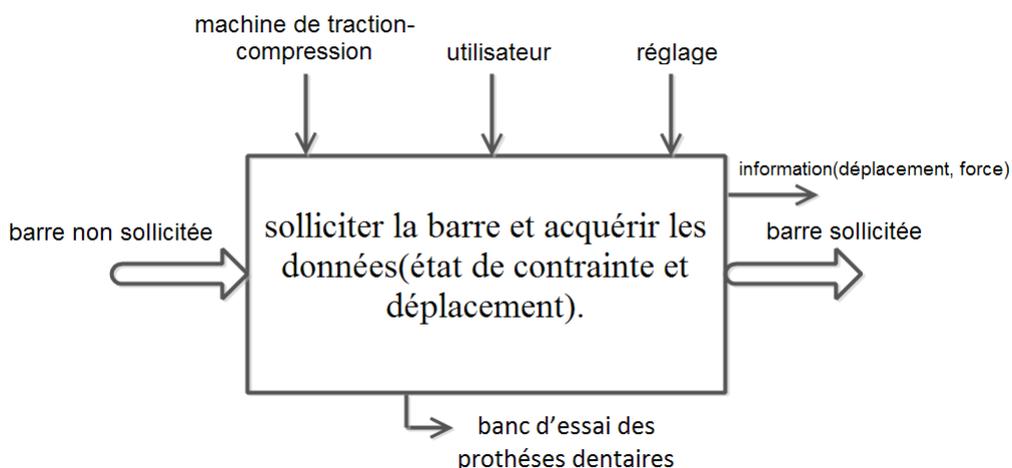


Figure A2-5 : Diagramme SADT de niveau A-0

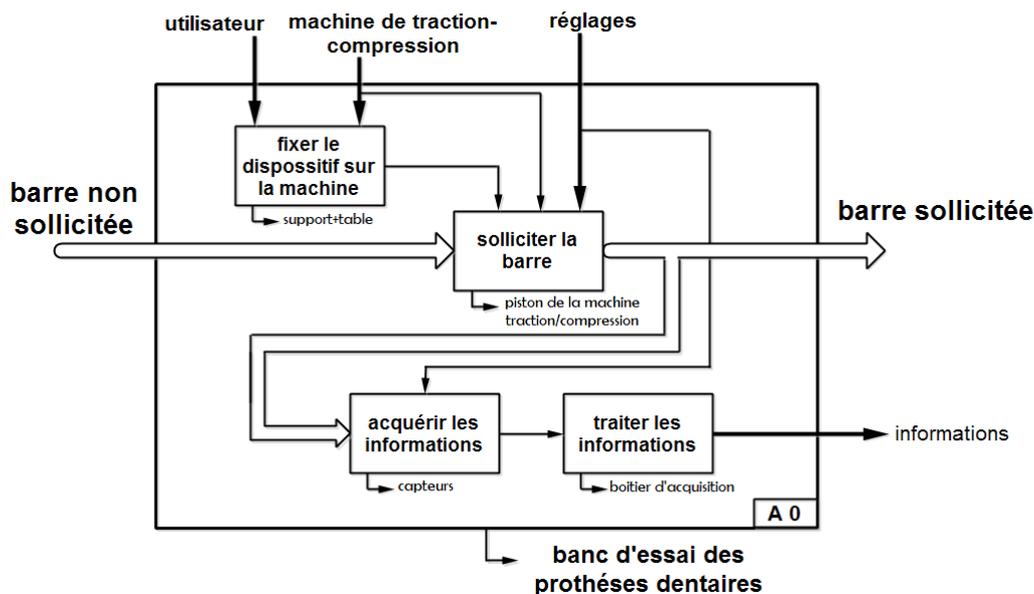


Figure A2-6 : Diagramme SADT de niveau A0

## Conclusion

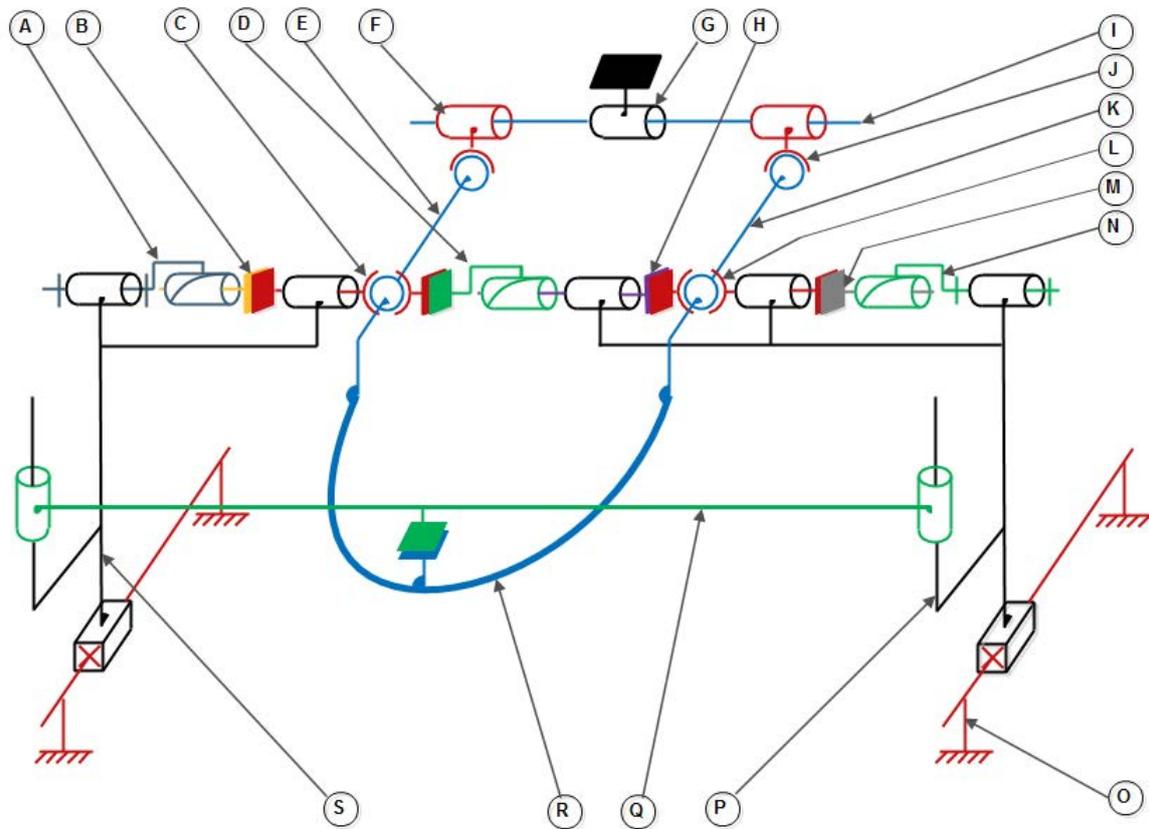
Dans ce chapitre on a pu identifier les besoins de l'utilisateur du banc d'essai, les principales fonctions à assurer et les contraintes dans lesquelles va fonctionner la machine. Toutes ces informations ont permis de choisir les principaux organes du banc d'essai et leur fonctionnement.

## PARTIE II - ETUDE MECANIQUE

### Introduction

La conception de la machine à été faite sur le logiciel CATIA V5R19. On devait faire le banc d'essai d'une façon fidèle au modèle numérique déjà fait sur ABAQUS. On doit avoir des solution pour serrer et écarter les condyles, changer le mode de chargement, prévoir les emplacements des capteurs de forces et de déplacement et faire le banc d'essai pour qu'il soit réglable pour faire des essais sur tout type de mandibule.

Schéma cinématique du banc d'essai :



- |                                   |  |
|-----------------------------------|--|
| A : flasque coté capteur (1)      | B : poussoir latéral (1)                       |
| C : bague intérieure de la rotule | D : pièce écartement_1                         |
| E : flasque complet droite        | F : bague intérieure de la rotule              |
| G : coulisseau                    | H : pièce écartement_2                         |
| I : axe d'appui                   | J : bague intérieure de la rotule              |
| K : flasque complet gauche        | L : bague intérieure de la rotule              |
| M : poussoir latéral (2)          | N : flasque coté capteur (2)                   |
| O : table avec fixation machine   | P : glissière (1)                              |
| Q : Plaque fixe                   | R : prototype de mandibule (barre et implants) |
| S : glissière (2)                 |  |

Figure A2-7 : schéma cinématique

## Dimensionnements des pièces

### \* Rondelles Belleville :

#### ➤ Introduction :

Les rondelles dynamiques dites Belleville sont utilisées à la place des ressorts dans le but d'avoir trois forces différentes issues d'un même déplacement. L'idée de base était d'utiliser des ressorts mais le calcul nous a mené à des dimensions très grandes d'où le rejet de cette solution.

Les rondelles Belleville peuvent théoriquement remplacer les ressorts et on pourra ainsi avoir de grandes raideurs. Avant d'approfondir la conception, il a été décidé de faire des essais expérimentaux sur ces rondelles pour s'assurer de leur bon fonctionnement dans les conditions et les configurations voulues.

Un fichier EXCEL permet d'introduire les raideurs de différentes rondelles utilisées et de calculer la raideur équivalente. Aussi on peut introduire la valeur de la force à appliquer et on aura comme résultat le déplacement.

	A	B	C	D	E	F
1	Raideur des rondelles (N/mm):					
2	120					
3	450					
4	230					
5	100					
6	150					
7						
8						
9						
10						
11						
12						
13						
14						
15						
16						
17						<b>NB:</b>
18		Raideur équivalente (N/mm):				Les cases grises sont modifiables
19		31,67559				Les cases jaunes sont des résultats
20		Nombre de rondelles utilisées:	5			
21		Force(N)	1000			
22		Déplacement(mm)	31,570048			
23						

Figure A2-8 : imprimé écran de la page EXCEL pour le calcul de raideur équivalente

➤ **Essais :**

Les essais ont été faits à une température de 18.9 °C sur des rondelles Belleville de type RBS8247/L (épaisseur 0.7 mm, longueur libre 1mm, diamètre intérieur 6.2 mm et diamètre extérieur 12.5 mm). On a testé les rondelles dans plusieurs configurations. La figure ci-dessous montre les courbes de l'effort en fonction du déplacement.

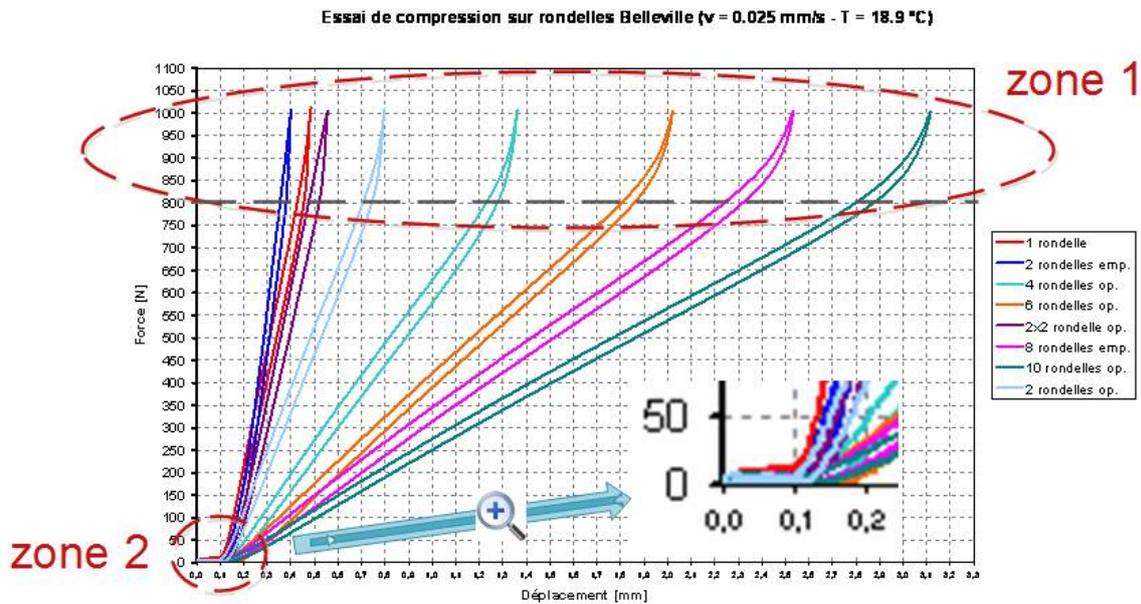


Figure A2-9 : Graphe de la force en fonction du déplacement

On remarque que le comportement des rondelles sort du domaine linéaire en dépassant 800 N de charge appliquée (zone 1). Il y a un décalage à l'origine de 0.1 mm pour des faibles efforts (zone 2). Ceci est dû au glissement entre les rondelles elles-mêmes ou entre les rondelles et les plateaux de compression et non pas à la déformation propre des rondelles. Pour avoir un départ à zéro, on translate l'axe des ordonnées de 0.1 mm.

➤ **Analyse :**

Voici ci-dessous la première rectification faite sur la figure.

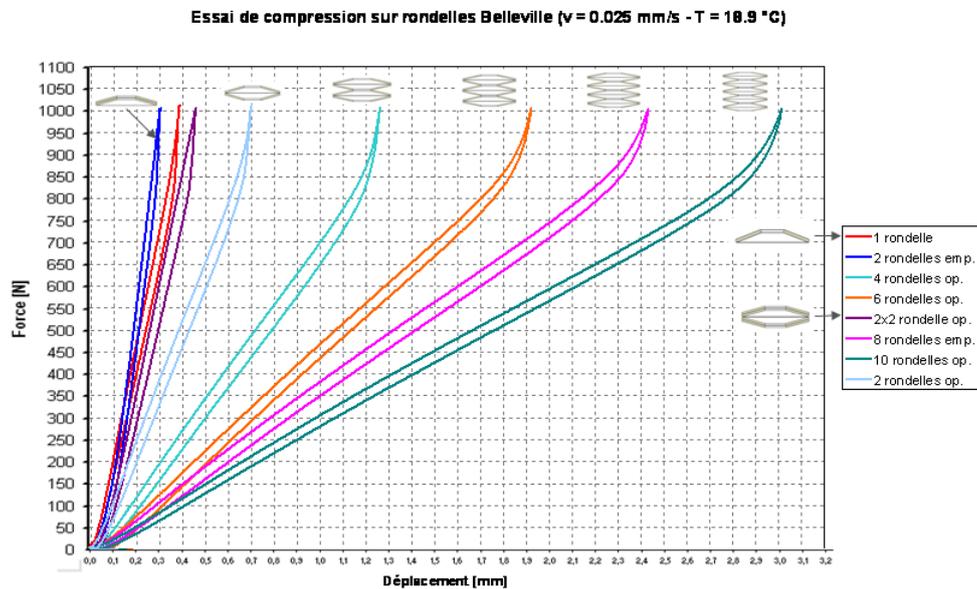


Figure A2-10 : première rectification sur le graphe de force en fonction du déplacement

On s'intéresse aux parties linéaires de la courbe et de la trajectoire de chargement (et non pas de déchargement, pour éliminer l'hystérésis existant dû au glissement des rondelles lors de déchargement).

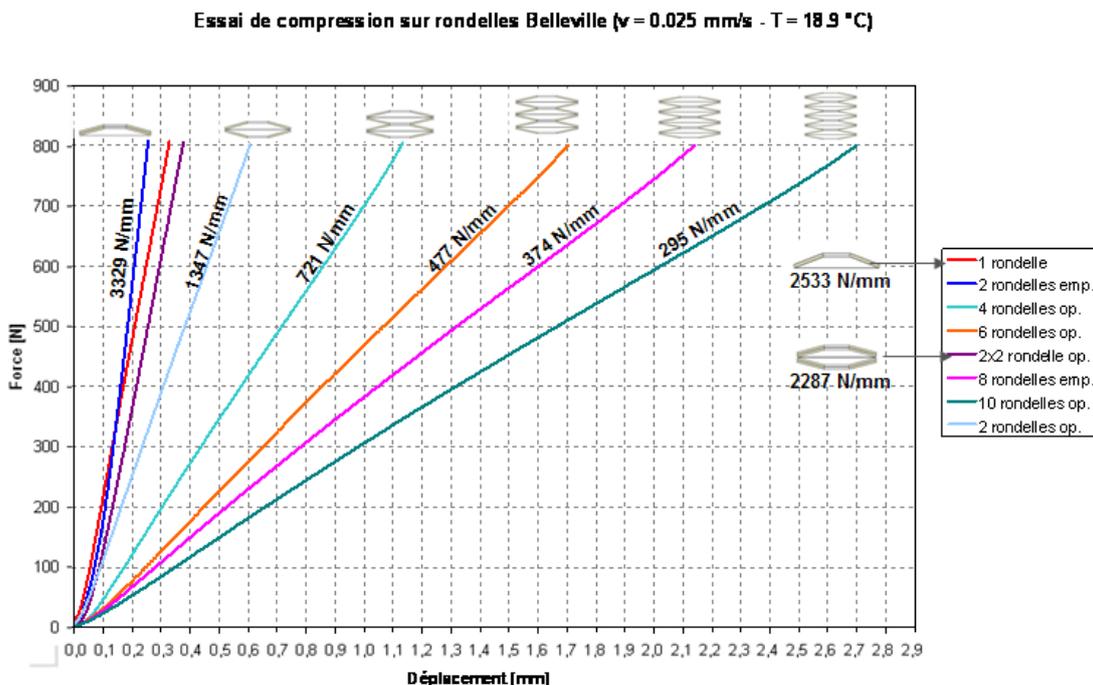


Figure A2-11 : graphe de résultat final

La raideur d'une seule rondelle indiquée par le fabricant est de 2865 N/mm et la valeur calculée est 2533 N/mm. Il faut calculer les raideurs équivalentes théoriques et pratiques dans différentes configurations. La règle de base est de multiplier la raideur équivalente fois deux dans les configurations des rondelles empilées et de diviser la raideur équivalente par deux pour les configurations en opposition.

<b>Configuration</b>	<b>Raideur théorique (N/mm)</b>	<b>Raideur pratique (N/mm)</b>
Deux rondelles empilées	5730	3329
Une rondelle	2865	2533
2 x 2 rondelles (2 empilées en opposition avec 2 autres empilées)	2865	2287
Deux rondelles opposées	1432.5	1347
Quatre rondelles en opposition	716.25	721
Six rondelles en opposition	477.5	477
Huit rondelles en opposition	358.125	374
Dix rondelles en opposition	286.5	295

*Tableau A2-2 : récapitulation et comparaison des résultats expérimentaux et pratiques*

➤ **Conclusion :**

L'erreur entre les valeurs pratiques et théoriques est importante pour les configurations qui contiennent des rondelles empilées (en parallèle). Ceci est dû à l'importante surface de frottement entre les rondelles. Pour les configurations en oppositions, il n'y a pas de différence importante. Pour avoir plus de choix de raideurs équivalentes, on peut utiliser d'autres types de rondelle dont les diamètres extérieur et intérieur sont les mêmes mais d'épaisseur différentes.

**\* Axe d'appui :**

L'axe d'appui est en acier inoxydable, de section pleine et de diamètre 10 mm reposant sur deux rotules avec une charge répartie sur 30 mm. Le cas le plus défavorable est présenté dans la figure ci-dessous avec la charge au milieu de la poutre.

Le couple maximum à appliquer est de 50 N.m sur chaque articulation. Avec un bras de levier de 100 mm, la force nécessaire pour avoir le couple désiré est de 500 N. Considérons le cas où l'on veut appliquer le couple maxi sur les deux articulations, soit 500 N de chaque côté de l'axe. L'effort du piston de la machine de traction/compression doit être 1000 N réparti sur 30 mm alors  $f=33.33$  N/mm.

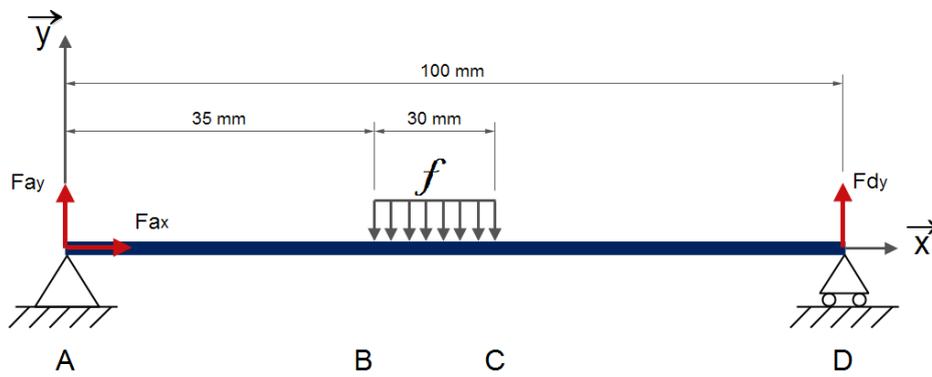


Figure A2-12 : sollicitation de l'axe d'appui

Par une simple projection sur l'axe x, on peut déduire que  $Fa_x = 0$ .

On a alors :

- $Fa_y = 500$  N
- $Fd_y = 500$  N
- $f = 33,33$  N/mm

➤ Calcul des efforts de cohésion :

- Tronçon AB :

$$T_{y1} = -Fa_y$$

$$Mf_{z1} = Fa_y x$$

$$\rightarrow T_{y1} = -500 \text{ (N)} \qquad Mf_{z1} = 500x \text{ (mm.N)}$$

- Tronçon BC:

$$T_{y2} = -Fa_y + f(x-35) \qquad Mf_{z2} = Fa_y x - f \frac{(x-35)^2}{2}$$

$$\rightarrow T_{y2} = -1666,55 + 33,33x \text{ (N)}$$

$$Mf_{z2} = -20414,62 + 1666,55x - 16,66x^2 \text{ (mm.N)}$$

- Tronçon CD :

$$T_{y3} = -Fa_y + 30f \qquad Mf_{z3} = Fa_y x - 30f(x-50)$$

$$\rightarrow T_{y3} = 500 \text{ (N)} \qquad Mf_{z3} = 50000 - 500x \text{ (mm.N)}$$

➤ Diagrammes :

Ci-dessous les deux graphes qui montrent les efforts de cohésion (moment et effort tranchant) en fonction de la section.

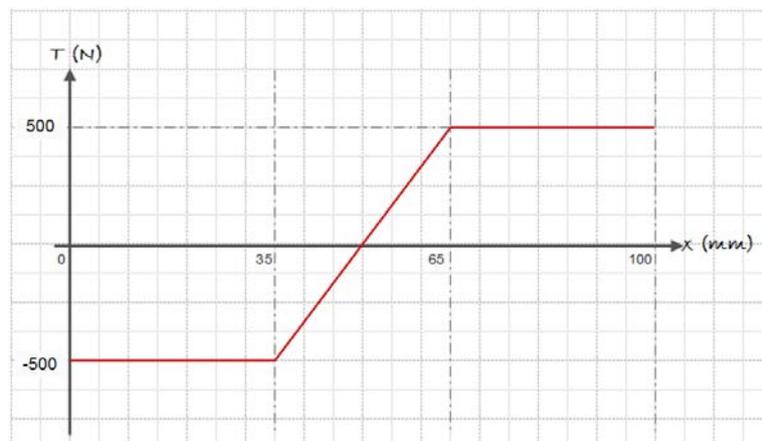


Figure A2-13 : graphe de l'effort tranchant en fonction de x

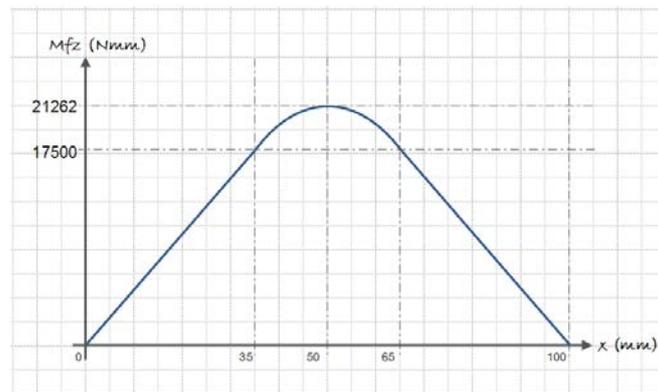


Figure A2-14 : graphe du moment de flexion en fonction de  $x$

La section au milieu de la poutre est la plus sollicitée. Elle correspond à un effort tranchant nul mais le moment de cohésion est maximal et atteint 21262 mm.N.

On sait que :

$$\sigma_{\max} = \frac{Mf_{z\max}}{I_{gz} / v} \leq R_{pe} \quad \text{avec} \quad I_{gz} = \frac{\pi d^4}{64}, \quad v = \frac{d}{2}, \quad R_{pe} = \frac{R_e}{s}$$

$R_e = 240$  MPa est la limite élastique de l'acier inoxydable,

$s=1$  est le coefficient de sécurité,

$Mf_{z\max} = 21262$  mm.N est le moment de cohésion maximale,

$d=10$  mm est le diamètre de l'axe,

$$\sigma_{\max} = 216 \text{ MPa} < R_{pe}$$

→ Le diamètre choisi convient bien à notre application

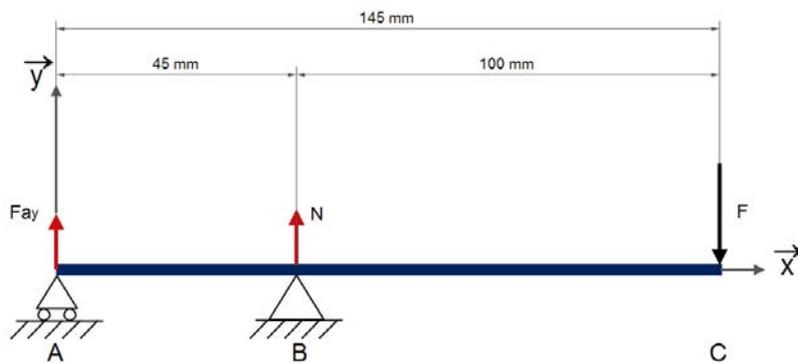
#### \* Axe de pivotement :

L'axe de pivotement repose sur les deux capteurs multiaxe. A proximité de ces liaisons, on a deux forces qu'on va calculer ultérieurement. La poutre est soumise alors à deux contraintes de cisaillement comme le montre la figure A2-15.

Les deux flasques sont en liaison rotule avec l'axe de pivotement et puisqu'on a un problème plan, on considère l'articulation comme une liaison pivot. L'ensemble flasque mandibule est assimilé à une poutre comme le montre la figure A2-16.



Figure A2-15 : Représentation de la sollicitation de l'axe de pivotement



$N$  : réaction de la liaison pivot ;  $F$  : effort appliqué par l'intermédiaire de l'axe d'appui ;  
 $F_{ay}$  : résultante de l'appui de la barre sur la plaque fixe

Figure A2-16 : sollicitation du flasque.

$$N = \frac{F \times 145}{45} = 1611 \text{ N}$$

$$F_{ay} = \frac{N \times 100}{145} = 1111 \text{ N}$$

La condition de résistance en cisaillement est la suivante :  $\tau = \frac{N}{S}$  avec  $N$  l'effort de cisaillement et  $S$  la surface de la section.

De même que l'axe d'appui, l'axe de pivotement en acier inoxydable a un diamètre de 10 mm.

On a alors :  $\tau = \frac{1611}{\pi r^2} = 20,51 \text{ MPa}$  ; sachant que  $R_{eg} = 0,5 \times R_e$

→  $\tau$  est largement inférieur à la résistance pratique au glissement de l'acier inoxydable.

### Etude par éléments finis

#### Introduction :

Vu la complexité des formes, on a décidé de faire une étude par éléments finis sur l'assemblage entre la mandibule en PMMA et la pièce d'attache en acier inoxydable. Le but de cette étude est de localiser les points de faiblesse dans le prototype de la mandibule, afin de pouvoir renforcer ces endroits.

L'ensemble étant symétrique, l'étude est faite sur la moitié de la structure. La mandibule réelle a été remplacée par un gabarit de forme simple.

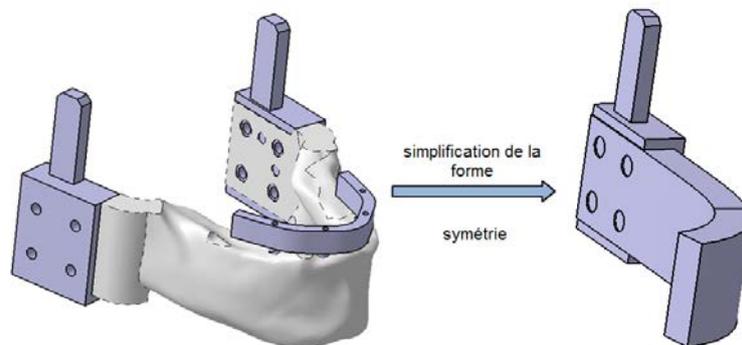


Figure A2-17 : passage du modèle réel au modèle de l'étude éléments finis

#### Propriétés des matériaux :

Les caractéristiques des deux pièces sont les suivantes :

- Mandibule : en PMMA

Module d'élasticité : 3.2 GPa (cf. Annexe 1)

Coefficient de Poisson : 0.3

Limite d'élasticité  $Re_{0.2}$  : 60-110 MPa

Résistance à la traction : 110 MPa

- Attache mandibule : en Acier Inoxydable

Module d'élasticité : 190-210 GPa

Coefficient de Poisson : 0.29

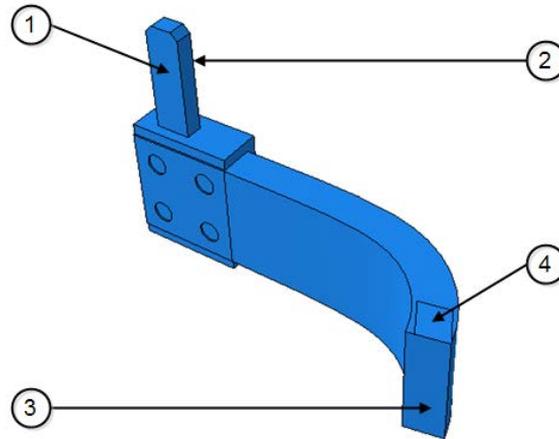
Limite d'élasticité  $Re_{0.2}$  : 240-400 MPa

Résistance à la traction : 450-800 MPa

- Le coefficient de frottement entre le PMMA et l'acier inoxydable est 0.45.

**Conditions aux limites et chargement :**

Les surfaces utilisées pour solliciter l'ensemble sont présentées dans la figure suivante.



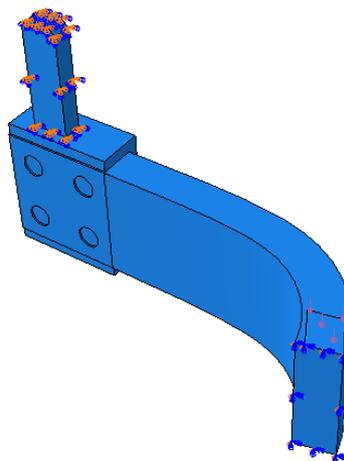
*Figure A2-18 : Surfaces utilisées pour la sollicitation de l'ensemble*

➤ Condition aux limites :

- Surface 1 et 2 : Encastrement ( $U_1=U_2=U_3=0$  ;  $U_{R1}=U_{R2}=U_{R3}=0$ )
- Surface 3 : Symétrie ( $U_1=0$  ;  $U_{R2}=U_{R3}=0$ )

➤ Chargement :

- Surface 4 : Un losange de 10 x 8 mm, la force à appliquer est de 1000 N, la pression sur cette surface vaut donc 12.5 MPa.



*Figure A2-19 : Aperçu de l'ensemble attache mandibule*

*avec les conditions aux limites et le chargement*

**Maillage :**

Les éléments choisis sont de types tétraédriques puisqu'ils conviennent aux formes circulaires et aux courbures du modèle.

On a estimé que les zones critiques sont celles des picots et pour cela on a raffiné le maillage à ces endroits.

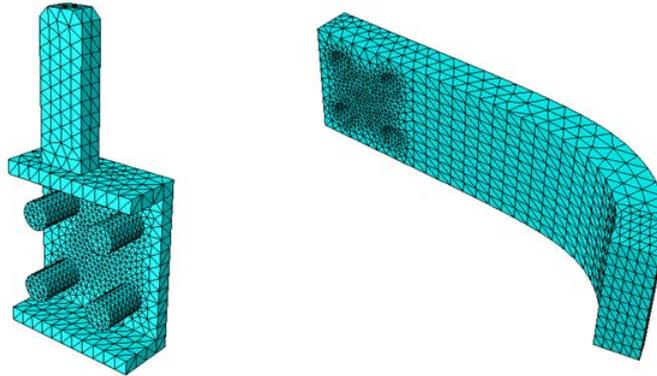


Figure A2-20 : Maillage de la pièce d'attache et de la mandibule

**Résultats :**

Ci-dessous l'ensemble après sollicitation.

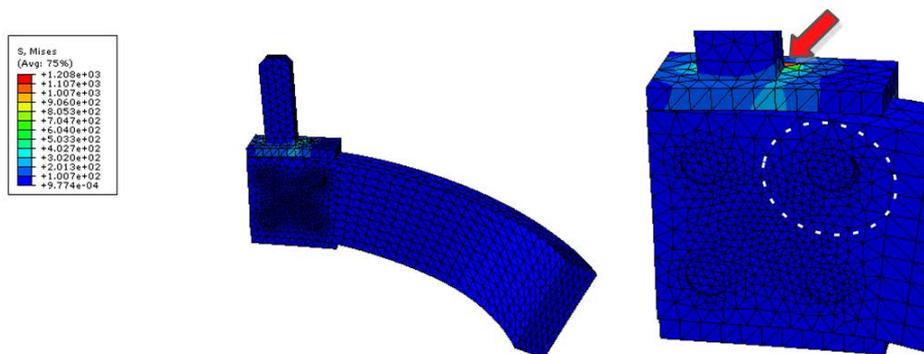


Figure A2-21 : Aperçu des deux pièces après sollicitation

On remarque une concentration de contrainte sur l'attache mandibule qui atteint 1200 MPa. Le pic de contrainte est très localisé, ce qui nous a amené à faire d'autres simulations pour d'autres géométries afin d'optimiser le concept.

La déformation de la mandibule (échelle 10/1) dans le cercle en pointillé nécessite un renforcement puisqu'on peut voir qu'elle est la plus sollicitée. La figure suivante montre la répartition des contraintes.

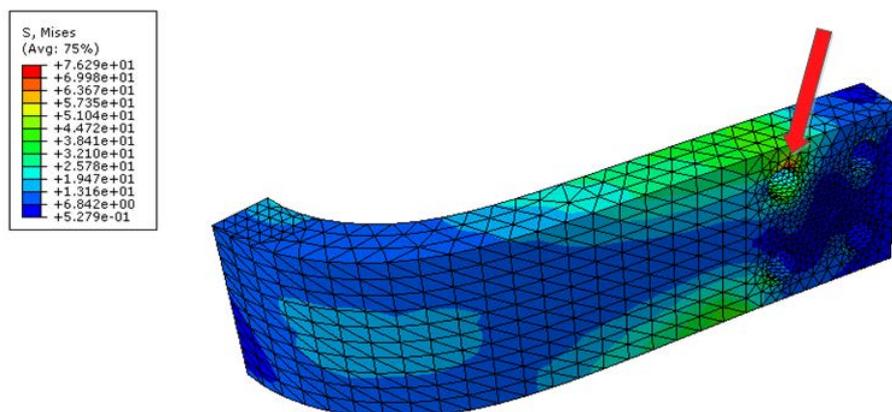


Figure A2-22 : Répartition des contraintes dans la mandibule

La contrainte maximale est de 76 MPa, elle est acceptable pour le PMMA mais on va ajouter deux picots pour répartir la charge qui est concentrée au niveau d'un seul trou.

La solution proposée est la suivante.

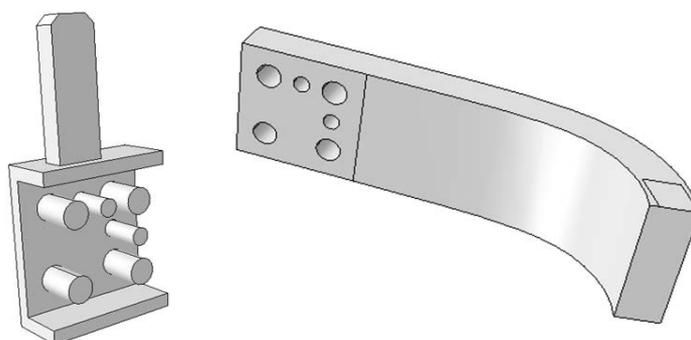


Figure A2-23 : Pièce d'attache et mandibule après l'ajout des picots

Les changements faits ont engendré une diminution importante de la contrainte maximale au niveau de l'attache en acier (749 MPa au lieu de 1200 MPa).

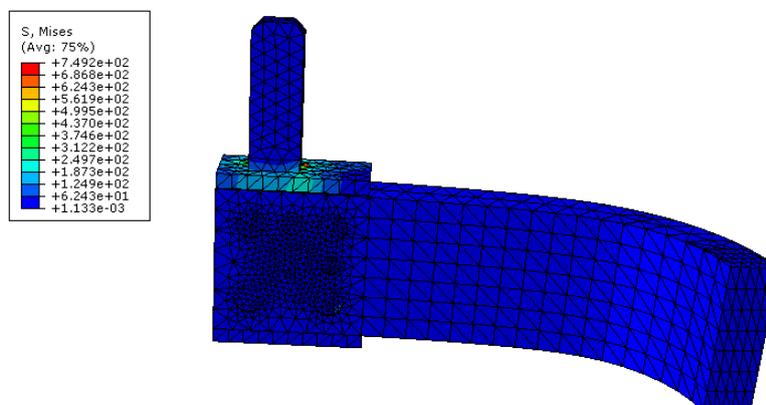


Figure A2-24 : Visualisation du résultat de l'ensemble avec picots

L'ajout des picots n'a pas diminué la contrainte maximale mais il a engendré une meilleure répartition des contraintes sur l'ancien trou et les nouveaux picots.

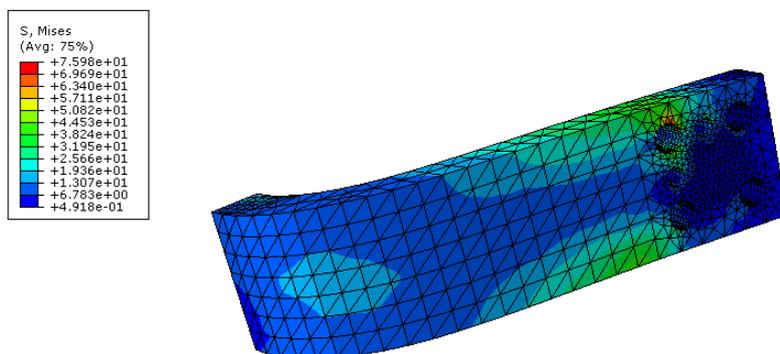


Figure A2-25 : L'état de contraintes dans la mandibule avec picots

Pour remédier au problème de concentration de contrainte au niveau de la pièce d'attache, on a fait des simulations avec plusieurs modifications de design :

- Cas 1 : présence de congés au niveau du raccordement entre le corps de l'attache et la languette. Contrairement à ce qui était attendu, la contrainte maximale a beaucoup augmenté (figure A2-27).

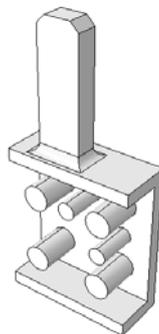


Figure A2-26 : Attache avec congé au lieu de l'angle vif

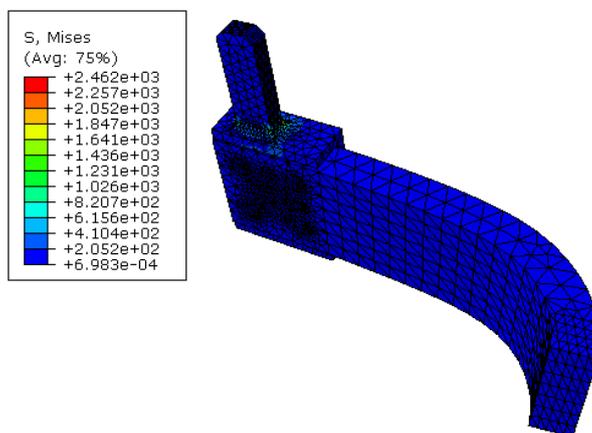


Figure A2-27 : Contraintes de von Mises avec congé de raccordement de la languette

- Cas 2 : variation des dimensions de la languette. Les quatre configurations présentées dans la figure suivante montrent que l'endroit le plus sollicité reste le même quelle que soit la section de la languette.

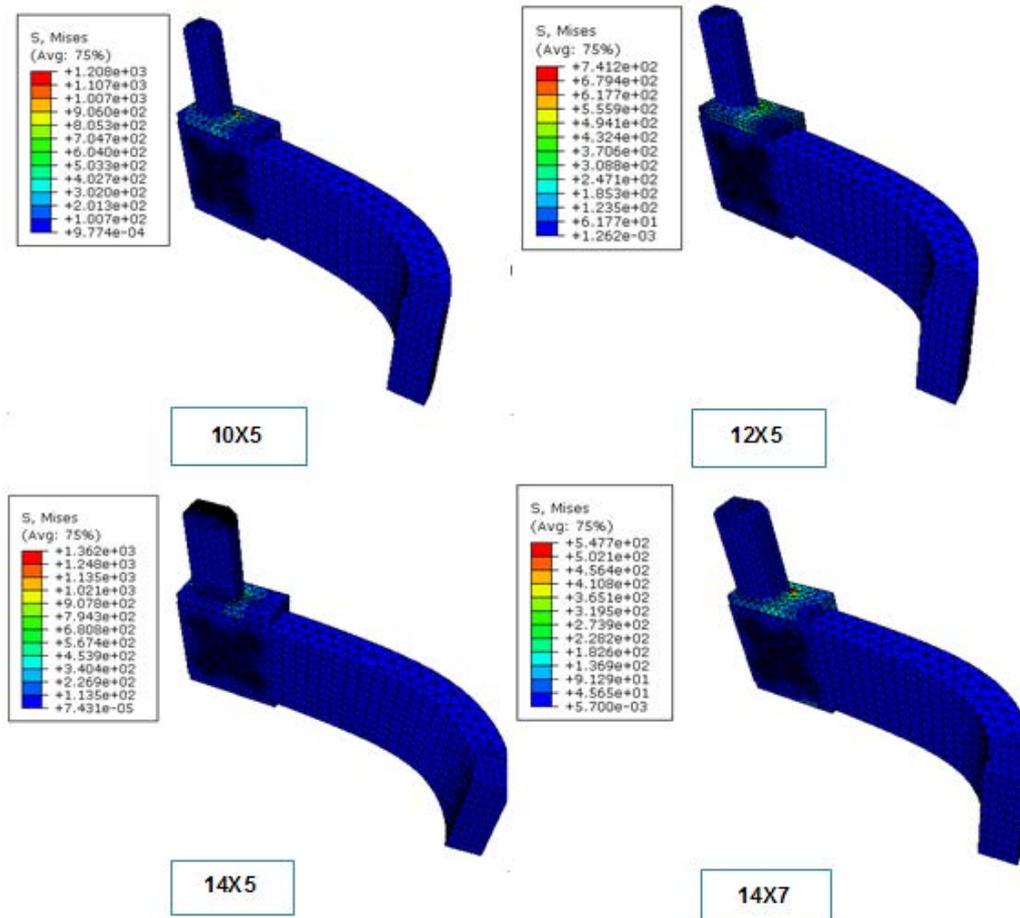


Figure A2-28 : Contraintes de von Mises pour différentes dimensions de la languette

### Discussion et conclusion :

Le premier but de cette étude par éléments finis était la vérification de la tenue de la mandibule en PMMA et le choix de la configuration des picots qui assure la meilleure répartition des contraintes sans fragiliser la pièce par l'excès des trous. La configuration optimale pour la tenue de la mandibule est celle présentée dans la figure A2-23.

Cette étude nous a mis face à un problème imprévu, l'élévation localisée de la contrainte au niveau de la pièce d'attache en acier inoxydable. La première cause possible était l'angle vif

entre la languette et le corps de la pièce d'attache et pour cela on a fait des simulations avec des congés de rayon 2 mm mais la contrainte n'a cessé d'augmenter. On en a déduit que ce pic de contrainte n'est pas dû à un coefficient de concentration de contrainte. Des calculs ont ensuite été faits avec différentes sections de languettes. Les résultats obtenus montrent que l'augmentation des dimensions de la section ne provoque pas forcément une diminution des contraintes. On a constaté qu'il y a un couplage des moments de flexion autour de deux axes : il en résulte que la variation de la largeur ou de l'épaisseur peut diminuer un moment et augmenter l'autre, et réciproquement.

Plusieurs facteurs ont influé le choix final du design. Le plus gênant est celui de l'encombrement. C'est la raison pour laquelle les dimensions minimales de la languette ont été retenues, quitte à modifier ultérieurement le matériau ou à lui appliquer un traitement surfacique. L'ajout des deux picots est facilement réalisable. A l'issue de cette étude, nous considérons donc que l'objectif principal (assemblage de deux pièces PMMA/acier) est atteint.

### Conception mécanique

La solution du banc d'essai faite sur CATIA V5 est présentée dans la figure suivante. La suite du paragraphe détaille les solutions technologiques.

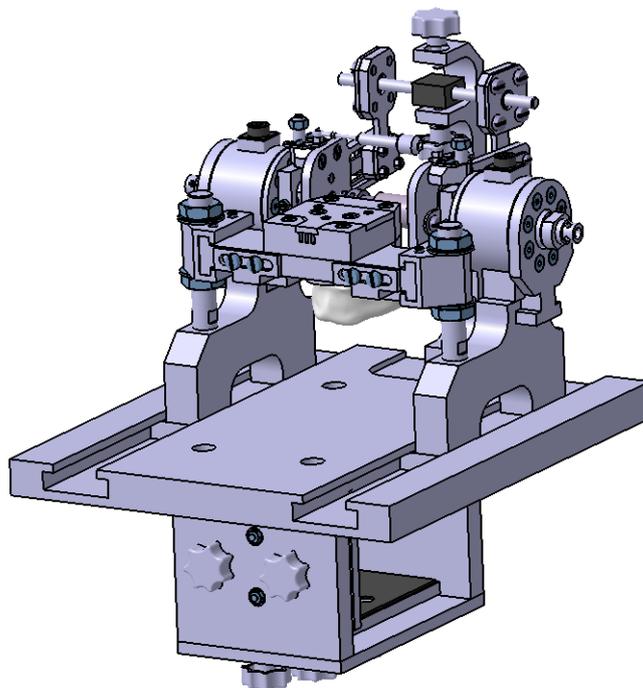
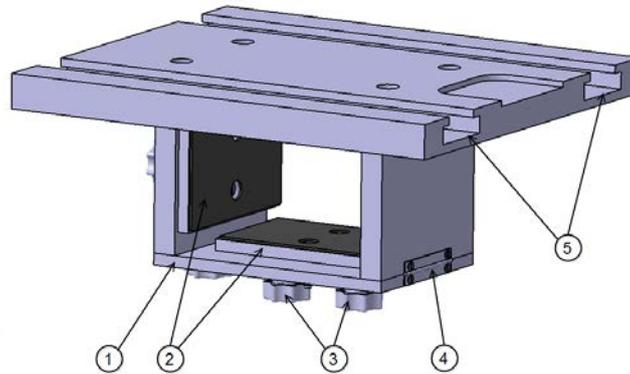


Figure A2-29 : assemblage du banc d'essai sur CATIA

**Table et fixation :**

La table de fixation a deux rôles principaux. Le premier est de maintenir le banc d'essai (démontable) fixe sur la machine de traction-compression. Le deuxième est de prévoir une base de glissière (la rainure en T) pour pouvoir translater le reste du dispositif.

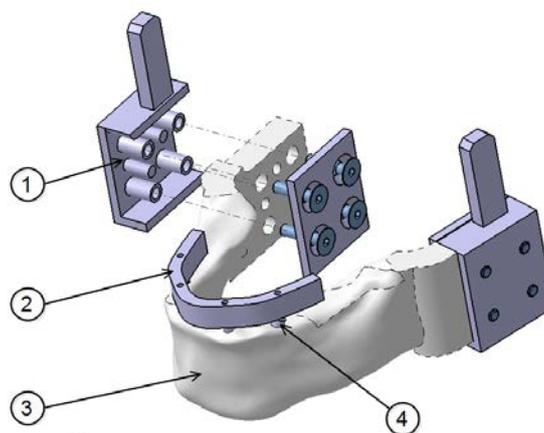


- |                             |   |                             |
|-----------------------------|---|-----------------------------|
| 1 : plaque pivotante(porte) | 2 : plaque de serrage                         | 3 : bouton (vis) de serrage |
| 4 : charnière               | 5 : rainure en T usinée sur la plaque de base |                             |

*Figure A2-30 : table et fixation du banc*

**Prototype de mandibule :**

Le prototype de la mandibule est fabriqué en PMMA (Poly méthacrylate de méthyle) puisque c'est la matière dont les caractéristiques sont les plus proches de l'os. Cependant, on fixe selon des paramètres bien définis par les dentistes, les implants et la barre.

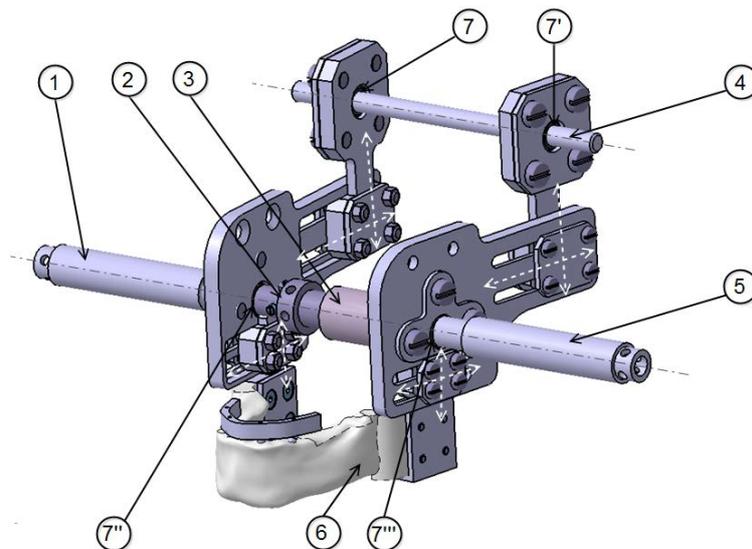


- |                               |                                |
|-------------------------------|--------------------------------|
| 1 : Pièce d'attache           | 2 : Barre de prothèse dentaire |
| 3 : prototype de la mandibule | 4 : Implant dentaire           |

*Figure A2-31 : mandibule avec les pièces d'attache*

### Système de réglage des positions des articulations :

La figure ci-dessous montre les solutions prévues pour appliquer l'écartement ou le resserrage entre les condyles et les pièces coulissantes ou glissantes, afin de choisir leurs coordonnées en x et y. On a utilisé le même principe pour varier les coordonnées des points d'appui (axes d'appui) par rapport à l'articulation. Les flèches blanches en pointillés montrent les directions des réglages possibles.



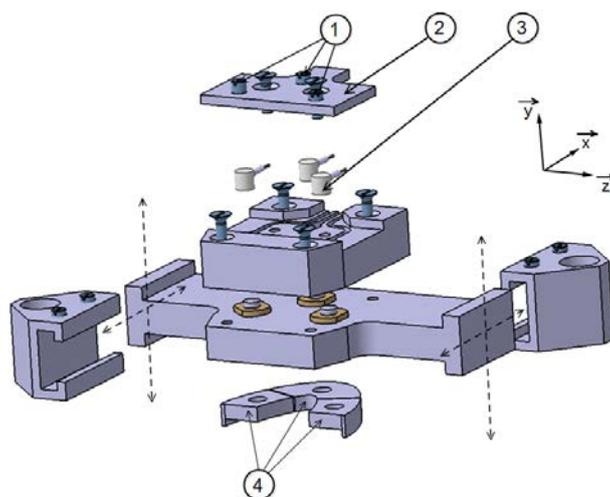
1,5 : poussoir latéral  
3 : pièce écartement 1  
6 : mandibule

2 : pièce écartement 2  
4 : axe d'appui  
7, 7', 7'', 7''' : rotule

*Figure A2-32 : flasques et systèmes de réglage*

### Plaque fixe avec boîtier de capteurs de force (mode de chargement 1) :

Pour ce mode de chargement, la plaque fixe joue le rôle d'une surface d'appui (mâchoire supérieure) équipée de trois capteurs de forces, un pour chaque secteur d'appui. Pour s'assurer du contact plan entre ces secteurs et la barre dentaire, on doit prévoir un réglage en x et y.

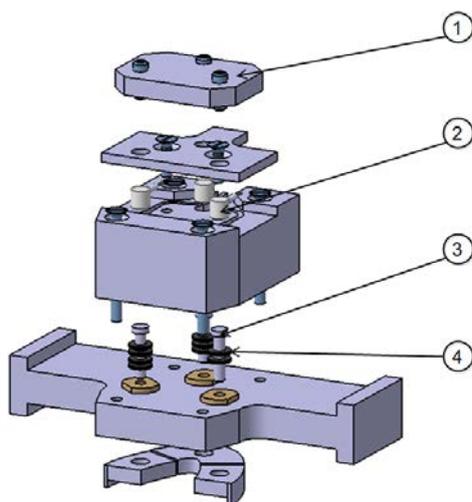


- |                      |                      |
|----------------------|----------------------|
| 1 : vis de réglage   | 2 : capot du boîtier |
| 3 : capteur de force | 4 : secteurs d'appui |

*Figure A2-33 : vue éclatée de la plaque fixe avec le boîtier des capteurs*

### **Plaque fixe avec boîtier de capteurs de force et ressorts (mode de chargement 2) :**

Le deuxième mode consiste à appliquer un déplacement sur la pièce d'appui -7-. Les trois vis de réglage transmettent ce déplacement vers trois « ressorts » de même ou de différentes raideurs. Les ressorts, en pratique, sont constitués d'un empilement de rondelles dynamiques (Belleville).



- |                    |                         |
|--------------------|-------------------------|
| 1 : appui secteur  | 2 : capteur force       |
| 3 : axe de guidage | 4 : rondelle Belleville |

*Figure A2-34 : plaque fixe avec boîtier de capteurs + rondelles*

### Capteurs multiaxes, d'écartement et glissière(changement de mode) :

La figure ci-dessous montre l'assemblage des parties déjà décrites. Les deux capteurs -1- et -1'- multiaxes permettent de mesurer les couples et les efforts au niveau des deux articulations. Le capteur d'écartement -3- permet de mesurer tout déplacement entre ces articulations.

Les supports glissant -2- et -2'- assurent le maintien du dispositif et permettent de le faire glisser de façon à avoir le piston de la machine de traction-compression sur le coulisseau -4- (mode de chargement 1) ou sur l'appui secteur (mode de chargement 2).

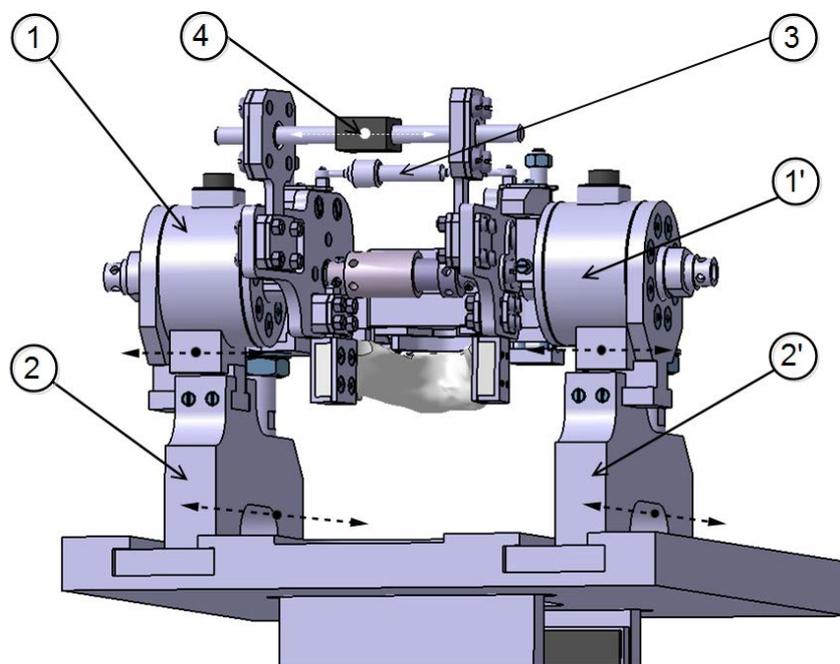
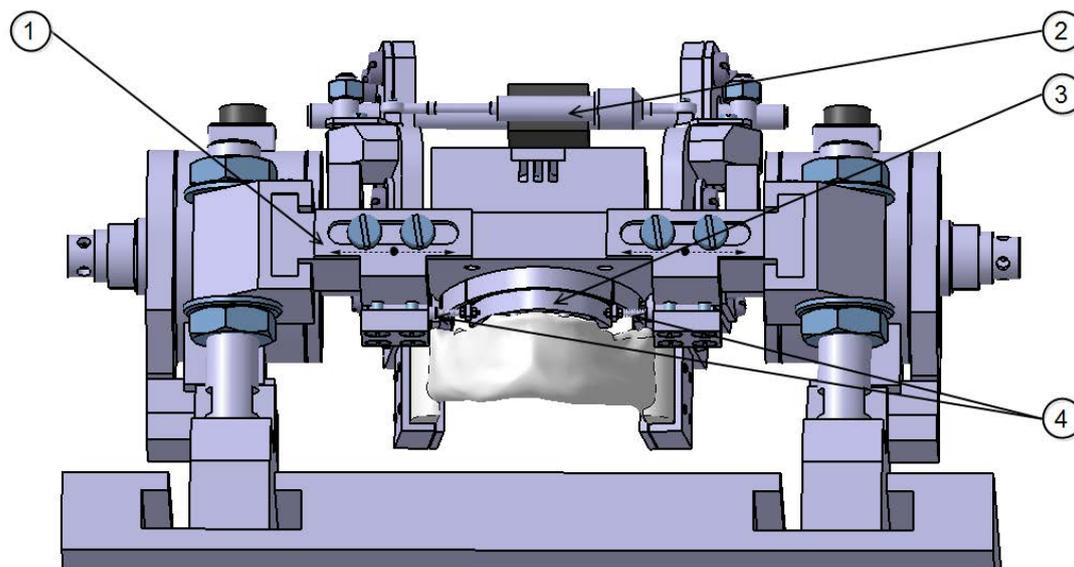


Figure A2-35 : capteurs multiaxes et système de glissement

### Capteurs barre et leurs réglage :

Cet angle de vue montre les capteurs de déplacement de la barre. Ils sont fixés sur des supports réglables ce qui permet une adaptation à d'autres types de barres de dimensions différentes.



- 1 : Support capteur barre      2 : capteur écartement  
3 : barre dentaire              4 : capteurs barre

*Figure A2-36 : capteurs de déplacement et leurs fixations*

**Réalisation :**

La réalisation des pièces mécaniques a été faite dans l'atelier du LEMTA.



*Figure A2-37 : quelques pièces détachées du banc d'essai*



*Figure A2-38 : banc d'essai assemblé*

### **Conclusion**

Ce chapitre était consacré à la description des différentes parties mécaniques du banc d'essai, à leur utilité ainsi qu'à leurs fonctions mécaniques. La tenue de certains composants considérés comme critiques a été vérifiée, soit analytiquement soit par la méthode des éléments finis.

Le chapitre suivant présente la partie instrumentation de la machine.

### **PARTIE III - INSTRUMENTATION**

#### **Besoin**

On souhaite appliquer sur chaque secteur une force allant jusqu'à 1000N. Au niveau de chacun des deux condyles, on a besoin de mesurer les forces et les moments sur les trois axes  $x$ ,  $y$  et  $z$  avec un couple pouvant atteindre 50 N.m. Les déplacements à mesurer sont au niveau de la barre et la distance entre les condyles. L'écartement à appliquer entre ces deux condyles

ne dépasse pas 2 mm, l'écartement de la barre va être moins important que celui des condyles. En plus des capteurs, on a besoin d'un système d'acquisition qui permettra de récupérer les signaux et de les transmettre vers un PC pour visualiser, interpréter et stocker les données.

### Choix et description

Le choix a été fait selon quatre critères : plage de mesure, sensibilité, dimensions et prix. Les capteurs choisis ainsi que le boîtier d'acquisition sont les suivants.

#### **\* Capteur de force :**

On a besoin de trois capteurs de force installés sur chaque secteur. Le capteur de force XFC200R a été retenu puisque son étendue de mesure est entre 0 et 10 kN, qu'il présente un faible encombrement et qu'il est léger (Aluminium). Il a un diamètre et une hauteur de 10 mm, ce qui lui rend parfait pour notre application.



*Figure A2-39 : capteur de force XFC200R*

#### **\* Capteur multiaxes (dit aussi capteur de force multi composantes) :**

Le capteur multi-composantes FN7325 joue le rôle de trois capteurs de force avec trois autres capteurs de couple, ce qui explique son gros gabarit. Il est compact, avec un corps d'épreuve en acier et un capot en aluminium. La fixation est facile avec 8 trous taraudés espacés de 45° sur un diamètre de 55 mm.



*Figure A20 : capteur multi composantes FN7325-M6*

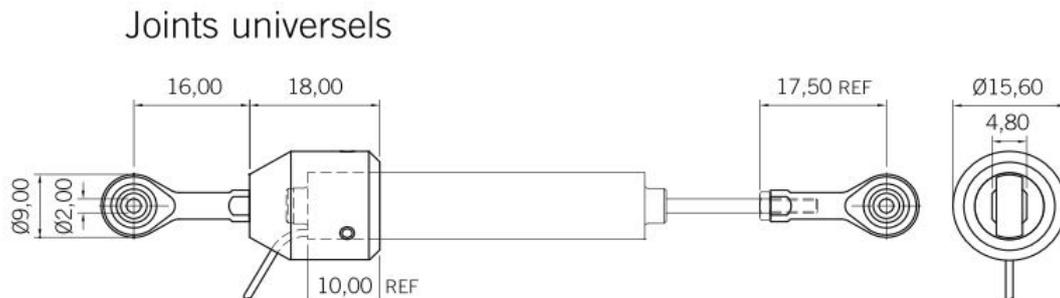
**\* Capteur écartement :**

Le choix s'est porté sur du capteur de déplacement LVDT AC miniature (OP6) équipé des joints universels qui facilitent sa fixation sur les deux flasques. Son étendue de mesure est de 12 mm. Le corps est fabriqué en acier inoxydable de diamètre 9,5 mm et de longueur 46,5 mm.



*Figure A2-41 : capteur de déplacement LVDT AC (OP6)*

Les joints universels ainsi que leurs dimensions sont montrés dans la figure suivante.



*Figure A2-42 : joints universels*

**\* Capteur barre :**

Il est de la même gamme que le capteur d'écartement LVDT AC miniature, mais d'un autre type moins grand (OP1.5). Deux capteurs sont utilisés, un de chaque côté de la barre. L'étendue de mesure est de 3 mm. Le diamètre du capteur est 9,5 mm et la longueur du corps est 20,6 mm. L'utilisation d'un ressort de rappel est indispensable pour maintenir le contact entre le bout de la tige du capteur et la barre dentaire.



*Figure A2-43 : capteur déplacement LVDT AC (OP1.5)*

### \* Jauges de déformations :

Ce sont des rosettes (031RB) à dimensions réduites et géométrie compacte. Elles sont collées sur la barre dentaire en différents endroits et selon des directions variées afin de mesurer l'état de contrainte dans la barre.

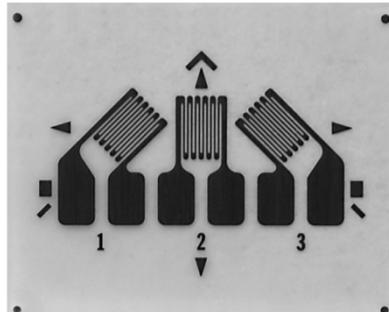
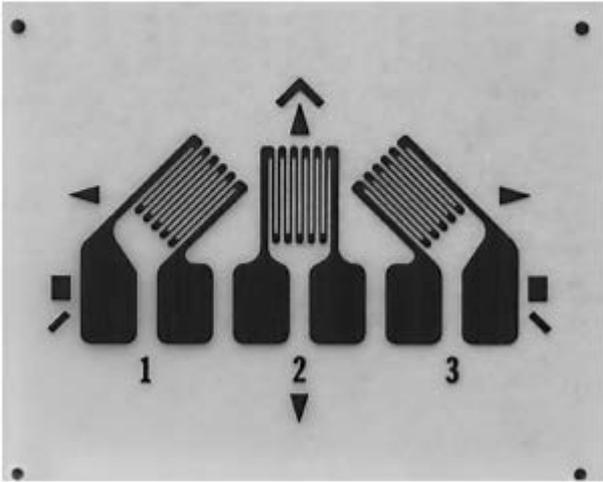


Figure A2-43 : rosettes de 3 jauges de déformation

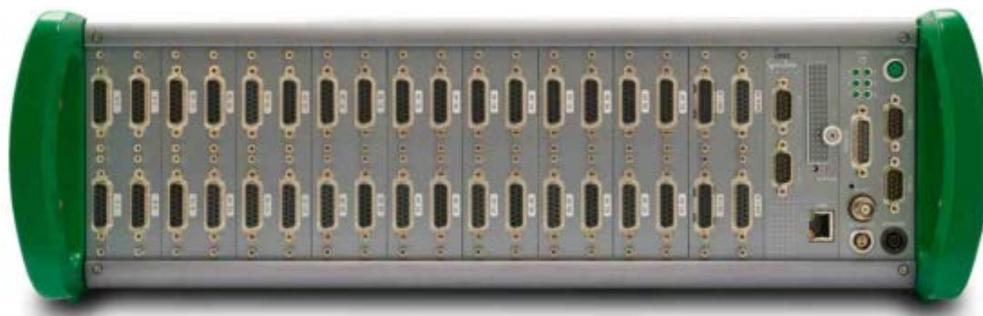
GAGE PATTERN DATA							
  actual size		<b>GAGE DESIGNATION</b>	<b>RESISTANCE (OHMS)</b>	<b>OPTIONS AVAILABLE</b>			
		See Note 1, 3	See Note 2	See Note 3			
		EA-XX-031RB-120 EP-08-031RB-120 SA-XX-031RB-120	120 ± 0.4% 120 ± 0.4% 120 ± 0.8%	E, SE, L, LE			
<b>DESCRIPTION</b>							
Miniature 45° rectangular single-plane rosette with compact geometry.							
<b>GAGE DIMENSIONS</b>		Legend: ES = Each Section S = Section (S1 = Sec 1)		CP = Complete Pattern M = Matrix	<table border="1"> <tr><td>inch</td></tr> <tr><td>millimeter</td></tr> </table>	inch	millimeter
inch							
millimeter							
<b>Gage Length</b>	<b>Overall Length</b>	<b>Grid Width</b>	<b>Overall Width</b>	<b>Matrix Length</b>	<b>Matrix Width</b>		
0.031ES	0.085 CP	0.031 ES	0.175 CP	0.19	0.30		
0.79 ES	2.16 CP	0.79 ES	4.45 CP	4.8	6.1		

GAGE SERIES DATA			
See Gage Series data sheet for complete specifications.			
Series	Description	Strain Range	Temperature Range
EA	Constantan foil in combination with a tough, flexible, polyimide backing.	±3%	-100° to +350°F [-75° to +175°C]
EP	Annealed constantan foil with tough, high-elongation polyimide backing.	±10%	-100° to +400°F [-75° to +205°C]
SA	Fully encapsulated constantan gages with solder dots.	±2%	-100° to +400°F [-75° to +205°C]

Figure A2-44 : fiche technique des rosettes équipant la barre prothétique

**\* Boitier d'acquisition :**

Le système d'acquisition IMC SPARTAN est l'unité chargée de recevoir toutes les signaux en tension ou en courant provenant des capteurs. Sa fréquence d'échantillonnage peut aller jusqu'à 500 Hz par voie avec un convertisseur analogique numérique sur 16 bits. La liaison avec le PC est de type Ethernet. Il contient 16 voies d'acquisition avec la possibilité d'extension vers 32 voies.



*Figure A2-44 : boitier d'acquisition SPARTAN*

## **ANNEXE 3**

### **Procédure de corrélation des résultats expérimentaux et numériques**



A partir des résultats numériques, la corrélation entre résultats expérimentaux et numériques se fait en plusieurs étapes, détaillées dans ce qui suit.

➤ **Création d'un repère local pour chacune des rosettes 3, 4, 5.**

La figure A3-1 montre un schéma symbolisant le positionnement des rosettes 3, 4 et 5 sur la face avant de la barre prothétique, le repère local associé à chaque rosette et le repère global de la structure. On définit chaque base locale  $(\vec{e}_{Ri}, \vec{e}_{\theta i})$  par rapport à la base globale  $(\vec{e}_X, \vec{e}_Y)$  avec l'angle  $\theta_i = (\vec{e}_{Ri}, \vec{e}_X)$ , pour  $i = 3$  à 5.

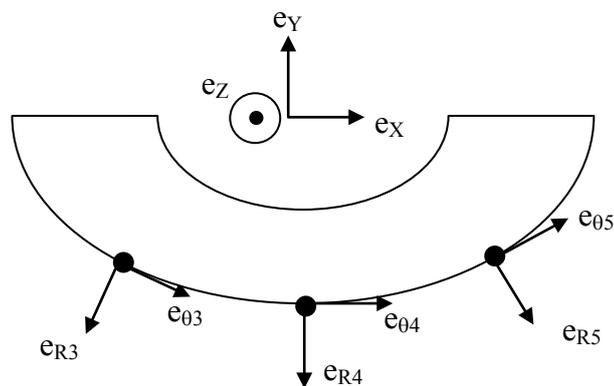


Figure A3-1. Définition des repères liés aux rosettes 3, 4, 5 par rapport au repère global.

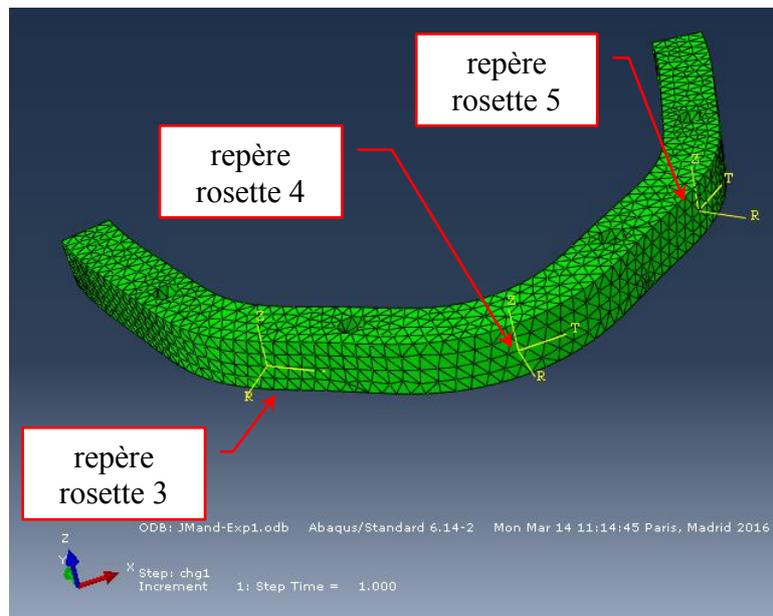


Figure A3-2. Repères liés aux rosettes 3, 4, 5 sur le maillage éléments finis de la barre.

La figure A3-2 montre les repères sur le maillage par éléments finis de la barre. On relève :

$$\theta_3 = 126,3^\circ, \theta_4 = 90^\circ, \theta_5 = 50,7^\circ$$

➤ **Relevé des composantes du champ de déformation au niveau de chaque rosette, dans le repère global**

Au niveau de chaque rosette, un « chemin » (path) est défini (figure A3-3). Les six composantes du tenseur des déformations dans la base globale ( $\varepsilon_{XXi}, \varepsilon_{YYi}, \varepsilon_{ZZi}, \varepsilon_{XYi}, \varepsilon_{XZi}, \varepsilon_{YZi}$ ) sont relevées et moyennées sur chacun de ces chemins.

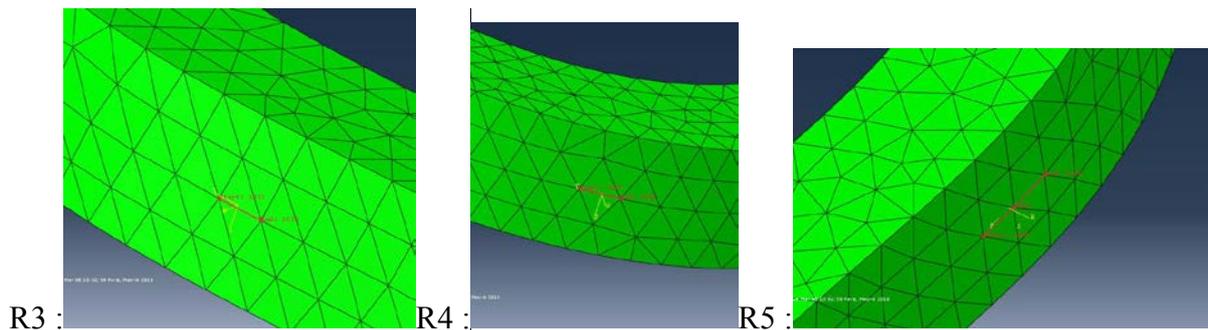


Figure A3-3. Chemins locaux à chaque rosette pour le relevé de l'état local de déformation.

➤ **Projection du champ de déformation dans le repère local de chaque rosette**

Au niveau de chaque rosette, les déformations utiles pour définir les allongements unitaires correspondant aux mesures des jauges sont les déformations situées dans le plan ( $\vec{e}_{\theta i}, \vec{e}_{Zi}$ ) de chaque rosette, c'est-à-dire les composantes ( $\varepsilon_{\theta\theta i}, \varepsilon_{ZZi}, \varepsilon_{\theta Zi}$ ). Elles sont obtenues à partir des composantes ( $\varepsilon_{XXi}, \varepsilon_{YYi}, \varepsilon_{ZZi}, \varepsilon_{XYi}, \varepsilon_{XZi}, \varepsilon_{YZi}$ ) selon la formule suivante :

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_{\theta\theta i} \\ \varepsilon_{ZZi} \\ \varepsilon_{\theta Zi} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} s_i^2 & c_i^2 & 0 & 2s_i c_i & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & s_i & c_i \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_{XXi} \\ \varepsilon_{YYi} \\ \varepsilon_{ZZi} \\ \varepsilon_{XYi} \\ \varepsilon_{XZi} \\ \varepsilon_{YZi} \end{Bmatrix}, \quad \text{avec } c_i = \cos \theta_i, s_i = \sin \theta_i$$

➤ **Calcul des allongements unitaires numériques selon les jauges de chaque rosette**

Les rosettes sont constituées de trois jauges disposées à  $45^\circ$ . Pour chaque rosette  $n^{\circ i}$  ( $i = 3$  à  $5$ ), le calcul de l'allongement unitaire  $\delta_i^j$  selon la jauge  $n^{\circ j}$  ( $j = 1$  à  $3$ ) se fait selon la formule :

$$\delta_i^j = \vec{n}_j^T \bar{\bar{\varepsilon}}_i \vec{n}_j$$

où  $\vec{n}_j$  désigne le vecteur unitaire dans la direction de la jauge n°j (figure A3-4) et  $\bar{\bar{\varepsilon}}_i$  désigne le tenseur des déformations au niveau de la rosette n°i.

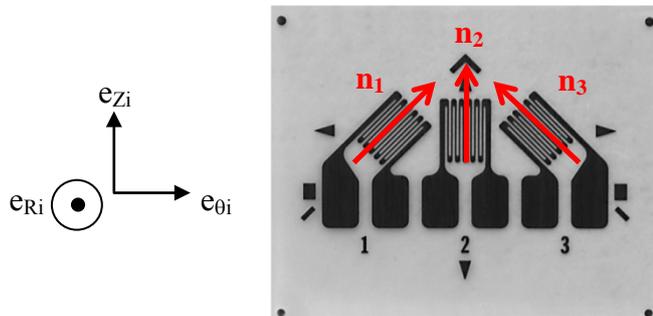


Figure A3-4. Vecteurs unitaires selon les trois jauges de chaque rosette.

Dans la base locale  $(\vec{e}_{Ri}, \vec{e}_{\theta i}, \vec{e}_{Zi})$  de chaque rosette, on a :

$$\vec{n}_1 = \begin{Bmatrix} 0 \\ \sqrt{2}/2 \\ \sqrt{2}/2 \end{Bmatrix}, \quad \vec{n}_2 = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{Bmatrix}, \quad \vec{n}_3 = \begin{Bmatrix} 0 \\ -\sqrt{2}/2 \\ \sqrt{2}/2 \end{Bmatrix}$$

On en déduit l'expression des allongements unitaires numériques sur chaque jauge, qui pourront être comparés aux allongements expérimentaux :

$$\delta_i^1 = \frac{1}{2}(\varepsilon_{\theta\theta i} + \varepsilon_{ZZ i}) + \varepsilon_{\theta Z i}$$

$$\delta_i^2 = \varepsilon_{ZZ i}$$

$$\delta_i^3 = \frac{1}{2}(\varepsilon_{\theta\theta i} + \varepsilon_{ZZ i}) - \varepsilon_{\theta Z i}$$





## Résumé

Ce travail de thèse porte sur l'analyse de la tenue mécanique d'un type particulier de prothèse dentaire, la prothèse transvissée sur quatre implants communément appelée «All-on-Four», destinée au traitement des patients totalement édentés. Il est nécessaire de tenter de mieux connaître les indications et la pérennité de ce type de prothèse, car elle a montré de nombreux cas de défaillances précoces. Dans un premier temps, le travail a porté sur l'élaboration d'un capteur occlusal quantifiant les forces fournies par le patient. Ce capteur, facile d'utilisation et peu onéreux, peut devenir un outil commun des cabinets dentaires et permettre au praticien de personnaliser le design de la prothèse et de détecter les patients à risques. Dans un deuxième temps, la recherche a porté sur l'étude proprement dite de la prothèse transvissée sur quatre implants. Le but est d'observer les conséquences d'une solution complète prothétique fixe sur les mouvements du corps mandibulaire lors des trois phases principales de la mastication que sont l'intercuspidie maximale, le bout à bout incisif et la latéralité travaillante. L'influence de plusieurs paramètres a été étudiée (matériaux de la prothèse, design de la prothèse, qualité de l'os mandibulaire, angulation des implants postérieurs). L'étude a été conduite, d'abord par voie numérique, grâce à un modèle par éléments finis paramétré, puis par voie expérimentale, par la création d'un banc test mécanique novateur qui tente de respecter au mieux la physiologie humaine. Il ressort que le biomimétisme est l'une des meilleures réponses mécaniques aux solutions prothétiques en odontologie : l'optimisation et la pérennité des soins doivent tenir compte des propriétés mécaniques des tissus naturels et respecter la physiologie du patient. A terme, l'étude vise à permettre d'optimiser le rôle de prescripteur du chirurgien-dentiste dans le choix de la solution prothétique. Cette démarche s'inscrit dans la dentisterie moderne et actuelle dénommée «e-dentisterie», dont le principe est d'automatiser le processus de création d'une solution prothétique individualisée pour chaque patient, depuis le cabinet du praticien dentaire jusqu'au centre d'usinage.

## Abstract

This thesis deals with the analysis of the mechanical behavior of a particular dental prosthesis, named "All-on-Four", specifically dedicated to totally edentulous patients. Because several complications have been reported, it is necessary to understand the precise behavior of these prostheses. Initially, a new device has been developed, in order to quantify the intensity of the occlusal forces developed by the patient during mastication. Because it is very simple to use and not expensive, this device could help the dental surgeon in choosing the prosthesis' design and in identifying the high-risk patients. Then the research focused on the prosthesis itself. The aim was to understand how the fixed implant rehabilitation can interact with the mandibular bone deformation during the three main steps of mastication which are incisal clenching, maximum intercuspidation and unilateral molar clench. The influence of several parameters was investigated, including the prosthesis' materials, the prosthesis' design, the quality of the mandibular bone, and the angulation of posterior implants. The study was conducted in two ways: the first one is numerical, with a complete finite element model of the rehabilitated mandible; the second was experimental and was performed thanks to an innovative test bench specifically developed in order to respect the mandibular physiology. The results showed that biomimetics is one of the best solutions for prosthodontics in dentistry: the optimization and reliability of dental cares have to take into account the mechanical properties of natural tissues and respect the physiology of the patient. In perspective, this study aims to help the dental surgeon in deciding which prosthetic solution should be prescribed to his patient. This approach comes within the scope of the modern dentistry named "e-dentistry", which consists of designing an individual prosthetic device for each patient through a complete automated processing between the dental surgeon's office and the fabrication laboratory.