

---

# IDENTIFICATION DES PROPRIETES MECANQUES DE L'OS MANDIBULAIRE

## 1 - Introduction

L'objectif essentiel de ce travail est d'optimiser le positionnement des implants dentaires par une meilleure connaissance des contraintes, notamment en fonction, à l'aide d'un modèle numérique mandibulaire permettant d'en évaluer, en pré opératoire, le nombre et la position idéale.

Pour cela, il est dans un premier temps nécessaire de connaître précisément les propriétés mécaniques de l'os mandibulaire.

En effet, une grande disparité ressort des résultats de la littérature, comme nous avons pu le voir dans le chapitre précédent.

Dans le but de déterminer ces propriétés, indispensables à la modélisation numérique, nous pratiquerons des essais mécaniques sur de l'os mandibulaire humain et nous utiliserons la méthode d'analyse inverse.

Deux axes principaux de recherche ont été explorés dans cette première partie du travail portant sur la caractérisation architecturale et mécanique d'échantillons d'os cortical mandibulaire :

- L'exploitation d'images de tomodynamométrie d'os mandibulaire qui rend compte de l'architecture en 3D propre à chaque pièce et permet de modéliser par éléments finis les échantillons traités.
- La caractérisation mécanique d'échantillons d'os cortical à l'aide d'essais mécaniques (compression).

Dans un premier temps est présenté le matériel utilisé. Puis nous décrivons les méthodes mathématiques et numériques d'analyse des résultats.

## **2 - Identification des paramètres rhéologiques par analyse inverse de l'essai mécanique**

L'analyse inverse consiste à modéliser l'essai mécanique expérimental et à modifier itérativement les données d'entrée de la simulation numérique (module d'Young dans notre cas) jusqu'à ce que les observables numériques et expérimentales (courbes force – déplacement dans notre cas) soient superposées (Figure III.1).

Pour cela, les conditions opératoires doivent être strictement superposables, notamment dans le positionnement de l'éprouvette.

Dans le but de pouvoir comparer et optimiser l'ensemble de ces éléments, chaque étape a fait l'objet de photos et de films, permettant une comparaison à tout instant de l'essai mécanique et de la simulation numérique.

Une fois les conditions opératoires établies et reproduites sur le plan numérique, les paramètres rhéologiques doivent être définis.

Une fois ces paramètres définis, la simulation était lancée à l'aide d'un gestionnaire de calculs du logiciel FORGE 2005<sup>®</sup>. La simulation de chaque échantillon s'effectuait en modifiant le module d'Young jusqu'à obtenir la superposition des domaines élastiques des courbes numérique et expérimentale. Le dernier module d'Young minimisant l'écart entre les courbes expérimentales et calculées, était celui retenu pour l'échantillon.

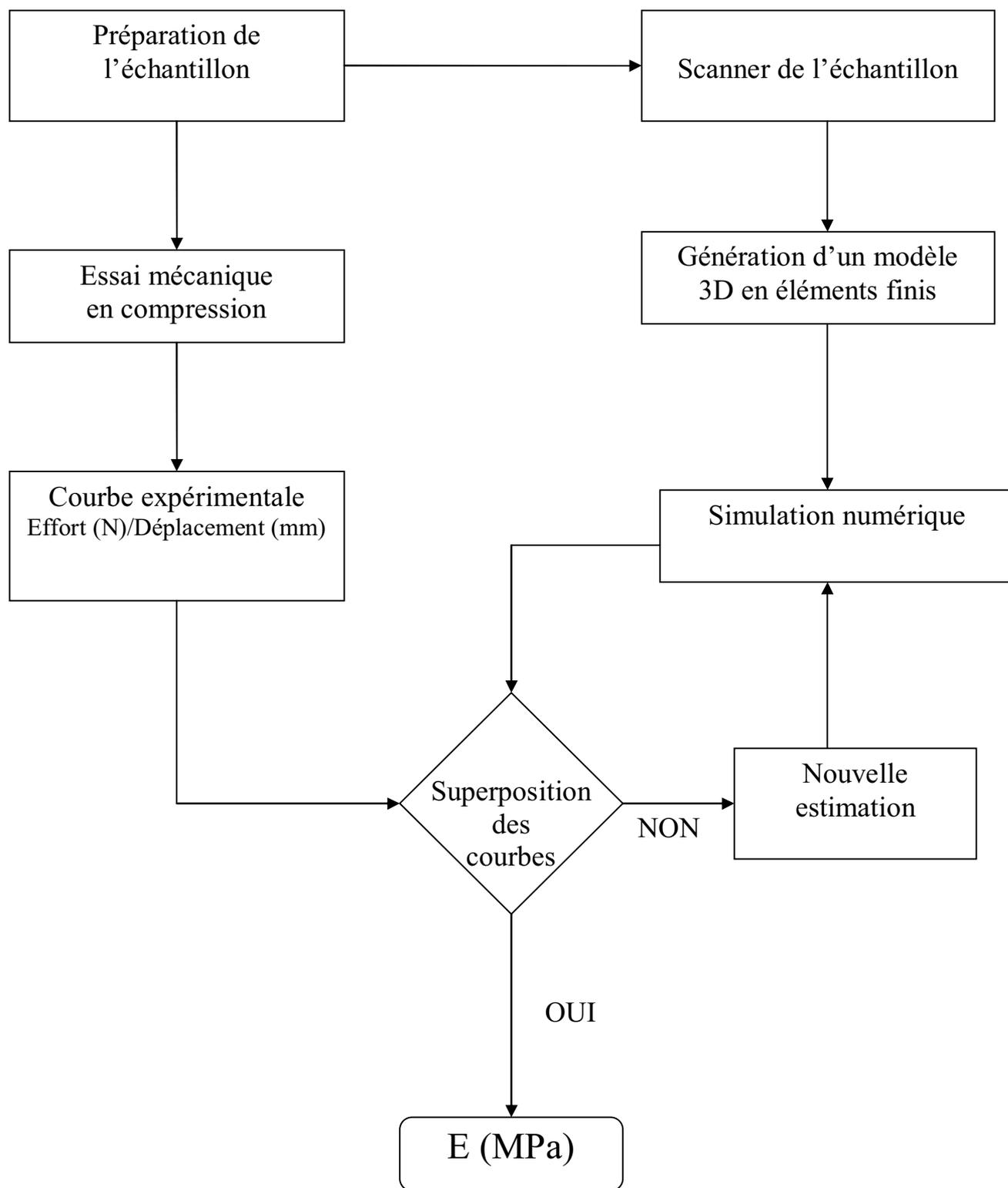


Figure III. 1 : Méthodologie de l'étude : Les essais mécaniques sont menés parallèlement. Le module d'Young est modifié jusqu'à l'obtention de la superposition des courbes.

## **3 - Approche expérimentale**

### **3 - 1 Technique de prélèvement**

Les échantillons d'os mandibulaire ont été prélevés sur des cadavres frais (conservés à -20°C) à l'institut d'Anatomie Normale de la faculté de Médecine de Nice (Université de Nice Sophia-Antipolis, France). Chaque mandibule a été prélevée sans les tissus mous ; des échantillons d'os cortico-spongieux d'environ 20 mm ont été obtenus par des sections à l'aide d'une fraise Lindemann montée sur un moteur, sous un sérum salé (9‰) afin de limiter au maximum l'endommagement par échauffement, chaque mandibule prélevée était ainsi divisée en 4 à 6 échantillons (figure III.2).

Chaque pièce était évidée (suppression de son os spongieux) à l'aide d'une fraise à pan toujours sous un sérum salé (9‰). Ainsi, nous obtenons des pièces d'os cortical mandibulaire. Puisque notre but à terme est de créer un modèle numérique simulant la répartition des contraintes de l'os par la charge d'implants dentaires, nous avons choisi l'étude de la portion dentée de la mandibule et donc de la symphyse et des branches horizontales.

Ces échantillons d'os étaient conservés dans une glacière durant leur transfert, avant leur passage au scanner et avant leur test mécanique.

Au total, 15 mandibules ont été prélevées donnant 72 échantillons. Chaque échantillon était identifié par deux lettres : « S » pour le n° de la mandibule prélevé et « P » pour le n° de la pièce. Deux radius ont été également prélevés sur deux cadavres distincts, afin de comparer les modules d'Young identifiés à l'aide de notre méthodologie à ceux publiés par Bosisio [BOS 07] sur l'os cortical de radius et ainsi de valider notre approche.

Le laboratoire d'Anatomie Normale de la Faculté de médecine de Nice est conforme aux lois bioéthiques du 29 juillet 1994 relatives au respect du corps humain. Les prélèvements d'échantillons d'os sont effectués dans le respect des règles éthiques et de sécurité et ont fait l'objet d'un accord préalable du responsable du laboratoire (Professeur P. Baqué) après l'examen du projet.

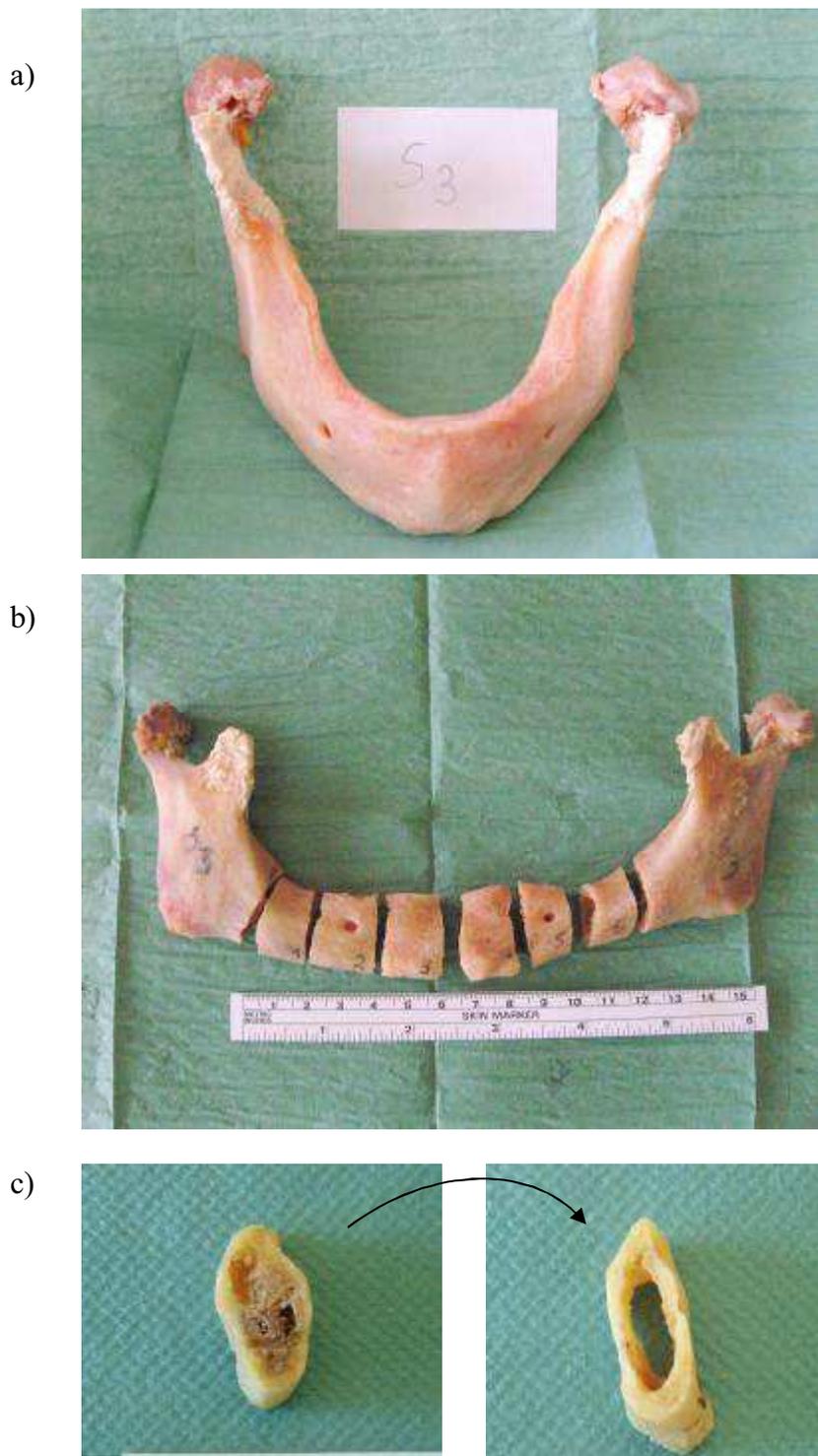


Figure III.2 : a) Dissection sous périostée stricte de la mandibule  
b) Division de la symphyse et des branches horizontales  
c) Chaque échantillon est dépourvu de l'os spongieux

### 3 – 2 Imagerie et génération du maillage

Des coupes tomodensitométriques ont été réalisées (Scanner General Electric® LightSpeed VCT, France) pour chaque échantillon (Figure III.3). Les images au format numérique DICOM de chaque série ont été réalisées selon un axe perpendiculaire à l'os avec une épaisseur de 600  $\mu\text{m}$  et un espacement de 300  $\mu\text{m}$  (voltage : 120kV ; ampérage : 80mAs).

L'acquisition scannographique était effectuée dans le service de radiologie centrale du Professeur Padovani situé à l'Hôpital Pasteur du CHU de Nice. Un protocole d'acquisition numérique a été spécifiquement mis en place pour l'os mandibulaire par le Dr Charles Raffaelli (Radiologue et Praticien Hospitalier au CHU de Nice).



Figure III. 3 : Tomodensitométrie de l'échantillon

Les séries d'images scannographiques ont été exportées vers un logiciel de segmentation automatique 3D (Amira 3D®) compatible avec le format DICOM de l'imagerie médicale pour créer une géométrie de chaque spécimen en trois dimensions. Une opération numérique de triangulation permet d'obtenir un maillage surfacique dans un premier temps, puis une seconde opération permet de réaliser le maillage volumique avec des éléments tétraédriques (Figure. III.4). Le modèle 3D maillé était enregistré dans un format « .unv » compatible avec le logiciel de simulation par éléments finis Forge 2005®.

La taille « numérique » de chaque échantillon était comparée à sa taille réelle afin d'éliminer toute erreur susceptible d'apparaître au cours des processus d'importation/exportation.

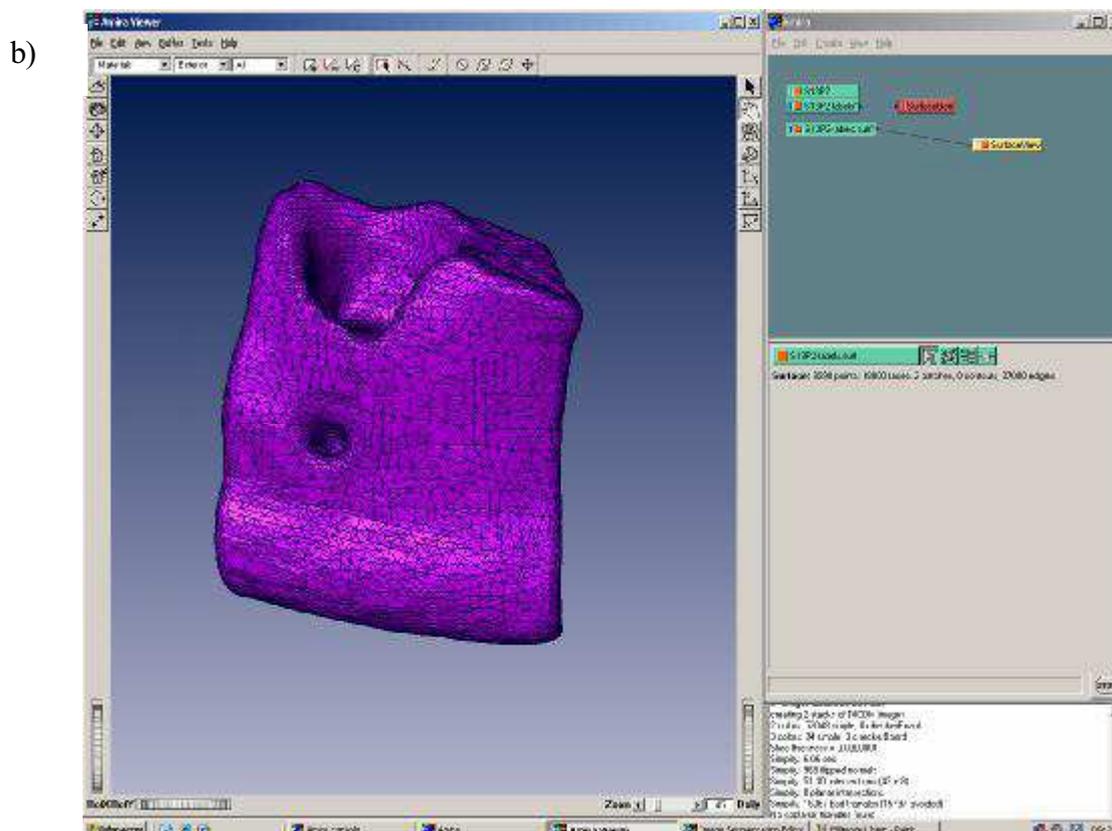
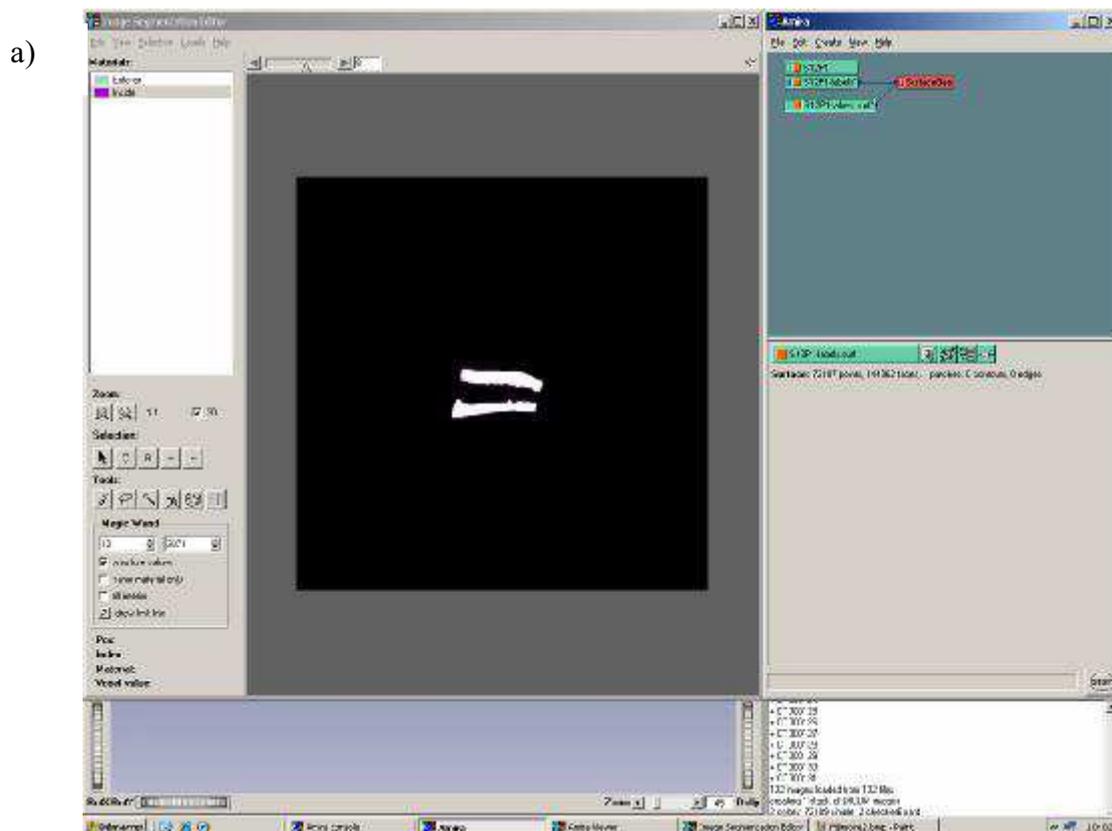


Figure III.4 a) : Importation des coupes scanner dans le logiciel AMIRA 3D®  
Figure III.4 b): Maillage surfacique puis volumique de l'échantillon

### **3 – 3 Les essais expérimentaux**

Conformément à l'étude bibliographique précédente, notre choix s'est porté sur des essais de compression. Les machines et protocoles expérimentaux utilisés sont discutés dans le chapitre suivant.

Les essais expérimentaux ont été réalisés dans une salle dédiée aux essais mécaniques du CEMEF. La température ambiante était de 20°C.

### **4 Approche numérique**

Le logiciel de simulation numérique d'essai en compression utilisé a été FORGE 2005<sup>®</sup> développé au CEMEF et commercialisé par Transvalor<sup>®</sup>.

Ce logiciel est un logiciel éléments finis permettant de modéliser la déformation des matériaux en 2 ou 3 dimensions. Les éléments utilisés sont de type triangulaire (2D) ou tétraédriques (3D). Le logiciel est basé sur une formulation vitesse-pression. La vitesse et la pression sont linéaires par élément, et un terme bulle relatif à la vitesse est ajouté au centre des éléments (éléments de type P1+/P1).

Le logiciel Forge 2005<sup>®</sup> possède également un remaillleur automatique lui permettant de générer un nouveau maillage de bonne qualité lorsque les éléments du précédent maillage ont dégénéré.

Enfin, Forge 2005<sup>®</sup> permet la gestion du contact multidomaine et multimatériaux. Cette caractéristique est particulièrement importante pour modéliser les problèmes que nous souhaitons aborder en implantologie dentaire.

Le pré processeur (GL Pre) du logiciel permet l'entrée de tous les paramètres nécessaires à la simulation (Figure III.9 a&b).

Deux outils non déformables supposés représenter les mors de la machine ont été prédéfinis : le support de l'échantillon (outil inférieur) et la presse (outil supérieur) pour reproduire l'essai de compression. La géométrie des deux objets était identique et définie de façon à être plus large que les échantillons testés : il s'agissait d'un parallélépipède avec un maillage surfacique simple d'environ 4000 éléments. Nous avons choisi un frottement fort pour l'outil supérieur et inférieur. Ce paramètre doit être défini au plus proche de la réalité car il risque de modifier considérablement la courbe numérique d'effort/déplacement ; en effet, un contact glissant aura tendance à diminuer la pente de la courbe et à l'inverse un contact collant l'augmente.

Une analyse de sensibilité a été effectuée entre des valeurs du coefficient de Coulomb de 0,2 et 0,4. Aucune différence significative n'a été observée sur les courbes force – déplacement. Pour la suite de notre étude, nous avons choisi un coefficient de 0,4, qui correspond le mieux à l'interface os – outil que nous avons utilisé.

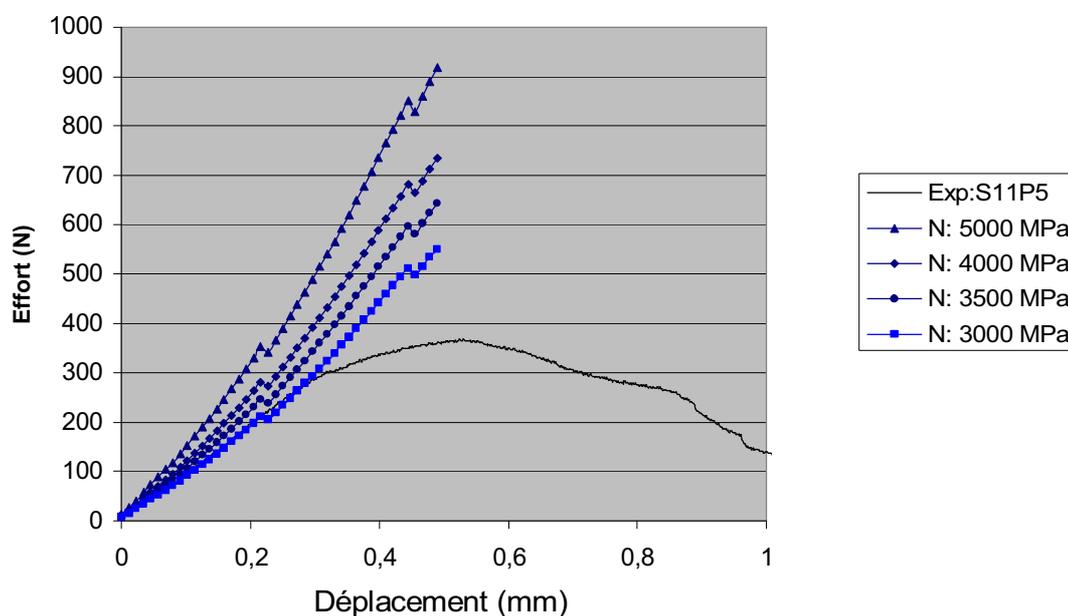
Le frottement fort choisi correspond à un coefficient de Coulomb de 0,4.

La propriété de l'outil supérieur était une presse de type hydraulique.

Chaque échantillon a été importé dans un format de maillage au format «*.unv*», un nouveau maillage fin surfacique et volumique était réalisé à l'aide de Forge 2005<sup>®</sup>, on obtenait alors un format «*.may*» adapté à la simulation.

Nous avons choisi un comportement biomécanique des matériaux de type « isotrope homogène et élastique pur » avec un coefficient de Poisson ( $\nu$ ) constant et égal à 0,3 conformément à l'unique valeur trouvée dans la littérature. Le module d'Young était arbitrairement de 5000 MPa et modifié à chaque nouvelle simulation afin d'obtenir une courbe force-déplacement superposable à celle obtenue expérimentalement.

#### Comparaison des courbes expérimentale et numérique S11P5



Exp : Courbe expérimentale

N : Courbes numériques obtenues pour différentes valeurs du module d'Young

Figure III.10 : Superposition du domaine élastique des courbes expérimentale et numériques pour un module d'Young de 3000 MPa (Echantillon S11P5).

Le fichier d'échange thermique était défini comme adiabatique de façon à ce qu'aucune quantité de chaleur ne soit échangée avec le milieu extérieur en simulation.

La simulation était définie par différents paramètres, le but étant de modéliser au plus près les essais mécaniques effectués en laboratoire :

- La hauteur d'incrément de stockage était de 0,01 mm.
- La température ambiante était de 20,00°C (égale aux conditions expérimentales).
- La course de la presse était initialement de 1 mm puis réduite à 0,8 mm car l'endommagement expérimental apparaissait pour des allongements inférieurs à cette distance ; ceci permet d'écourter significativement le temps de calcul.

Chaque échantillon était positionné sur l'outil inférieur par gravité et l'outil supérieur était appliqué à l'échantillon testé par un calage simple. La position de l'échantillon lors de la simulation était identique à celle de l'essai expérimental grâce aux photos prises lors de l'essai de compression (Figure III.11 a et b).

## 5 Méthodes d'analyse des résultats

### 5 – 1 Analyse mathématique

La comparaison des courbes a été limitée aux domaines élastiques communs des courbes numérique et expérimentale d'un échantillon. A l'analyse qualitative des courbes (Figure III.10) qui permet de les comparer les unes aux autres et ainsi d'estimer une valeur optimale du module d'Young, s'ajoute une analyse quantitative nécessaire pour évaluer précisément l'écart entre les deux courbes.

Une formule mathématique calculant « l'écart au sens des moindres carrés » évalue cette erreur. Le résultat s'exprimant en « % » d'erreur. Pour chaque échantillon la superposition des courbes s'effectuait jusqu'à obtenir un pourcentage d'erreur suffisamment faible, en moyenne inférieur à 0,5%.

$$\%_{\text{erreur}} = \frac{\sum (F^{\text{sim}} - F^{\text{exp}})^2}{\sum F_{\text{exp}}^2}$$

$F^{\text{sim}}$  = Force simulée

$F^{\text{exp}}$  = Force expérimentale

## 5 – 2 Analyse numérique

Le post processeur du logiciel Forge 2005 (GL ViewInova) permet une visualisation de la modélisation de l'essai. Plusieurs variables peuvent être observées :

- le contact entre les différents objets modélisés (os et outils) ;
- la répartition des contraintes au sein l'échantillon ;
- les champs de contraintes de von Mises (Figure III.12a) ;
- les champs de déplacement (Figures III.13 & 14).

Cette analyse numérique a permis de comparer la répartition des contraintes au sein de l'échantillon lors de la simulation et l'apparition de la zone d'endommagement lors de l'essai mécanique (Figure III.12b).

Pour un même déplacement, nous avons comparé l'apparition des contraintes maximales sur le post processeur et l'endommagement expérimental de l'échantillon. Leur apparition simultanée valide la loi de comportement de l'échantillon, et ainsi la modélisation d'un point de vue global (positionnement, répartition des déformations et des contraintes dans l'échantillon au cours de l'essai).



Figure III.8 : Interface du logiciel ViewLab®

- a) Enregistrement de la Force en (N) en fonction du temps
- b) Enregistrement du déplacement (mm) en fonction du temps