

# THÈSE

présentée à

## L' UNIVERSITÉ BORDEAUX 1

ÉCOLE DOCTORALE DES SCIENCES PHYSIQUES ET DE L'INGÉNIEUR

par **Michel MESNARD**

POUR OBTENIR LE GRADE DE

### DOCTEUR

SPÉCIALITÉ : MÉCANIQUE

---

## **Elaboration et validation d'un protocole de caractérisation de l'Articulation Temporo-Mandibulaire**

---

soutenue le : 19 décembre 2005

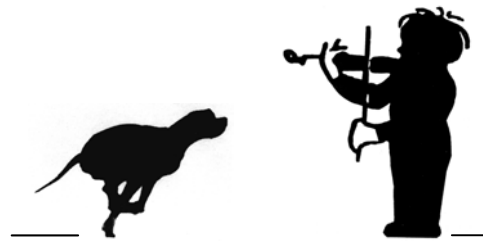
après avis de :

Mme Laurence CHEZE, Professeur des Universités et  
M. Philippe GORCE, Professeur des Universités

devant la commission d'examen formée de :

M. Jean-Rodolphe PUIGGALI, Professeur (Université Bordeaux 1),	Président
Mme Laurence CHEZE, Professeur (Université Lyon 1) et M. Philippe GORCE, Professeur (Université de Toulon et du Var),	Rapporteurs
M. José-Antonio de OLIVEIRA SIMOES, Professeur (Université d'Aveiro, Portugal), M. Mariano CID, Professeur (Université Bordeaux 1) et M. Alex BALLU, Maître de Conférences (Université Bordeaux 1),	Examineurs
M. Philippe CAIX, Professeur (Université Bordeaux 2),	Invité





Bisous à Aude, Geneviève et Igor

le 18 novembre 2005



# Remerciements

---

Merci à Alex Ballu et Mariano Cid qui ont encadré cette première thèse de biomécanique ostéo-articulaire au sein du Laboratoire de Mécanique Physique.

Alex a toujours trouvé le temps et le ton pour accompagner ce travail avec clairvoyance et efficacité. Il a ouvert des voies pour cette étude, les développements qui vont suivre et déjà initié une coopération avec nos collègues de l'Université d'Aveiro. Il a surfé sur les difficultés techniques et ... "soigneusement" évité la salle de dissection.

Avec bonne humeur toujours, Mariano a su m'orienter vers des ressources techniques et des interlocuteurs efficaces. J'ai ainsi abordé l'Articulation Temporo-Mandibulaire par la présentation très illustrée d'anatomie comparée et fonctionnelle de Philippe Caix et, plus tard, exploité l'électromyographie de détection avec Julien Petit. Je les en remercie vivement.

L'étalonnage du capteur d'effort exploite des équipements réalisés par Yves Couétard. L'analyse cinématique adapte les techniques proposées par Julien Morlier lors de l'étude du saut à la perche. Les descriptions d'anatomie s'appuient sur les séances de dissection partagées avec Jean-Christophe Coutant. Merci à Yves, Julien et Jean-Christophe. Merci aussi aux "cobayes" pour leur patience et leur participation minutieuse, aux collègues et aux thésards pour les moments de discussions et les pauses.

Dans les phases les plus intenses, nécessitant plus de continuité, l'allègement de mon service d'enseignement \* a été précieux. Merci aux collègues qui, par suite, ont augmenté leurs charges ou modifié leur emploi du temps.

Merci à Didier Desjardins, Directeur du Laboratoire, qui m'a accueilli pour la préparation de cette thèse. Ce fut le premier pas vers quatre années d'analyse de l'Articulation Temporo-Mandibulaire et le développement de plusieurs coopérations de recherche et d'enseignement avec des équipes de l'Université Bordeaux 2.

Je remercie Laurence Chèze et Philippe Gorce, rapporteurs, pour la rapidité avec laquelle ils ont lu et retouché mon manuscrit. Merci également à Jean-Rodolphe Puiggali, José de Oliveira Simoès et Philippe Caix, président et membres du jury, d'avoir accepté de juger cette étude.

Peyragudes, le 13 janvier 2006.

\* *Dispositif élaboré par Claude Allègre et accord des Conseils de l'UFR de Physique et de l'Université.*



"A l'écart de la tentation des chiffres,  
de la dangereuse séduction de résultats qui ne seront plus si vrais demain,  
j'ai toujours estimé qu'il vaut mieux souffler que s'essouffler  
et chanter que crier."

*Jean Franco - Makalu\* 1955.*

*\* Makalu : un des quatorze 8000, situé à proximité de l'Everest, 8481 mètres en 1969, 8463 en 1997 ...*





# Table des matières

---

<b>Introduction</b>	<b>07</b>
<b>Chapitre 1 : Biomécanique articulaire Articulation Temporo-Mandibulaire Prothèse</b>	<b>09</b>
<b>1. Biomécanique ostéo-articulaire</b>	<b>10</b>
<b>2. Articulation temporo-mandibulaire, objet de l'étude</b>	<b>11</b>
2.1 Objet de l'étude	11
2.2 Approche "mécanisme"	11
<b>3. Anatomie comparée (sommaire) de l'articulation</b>	<b>11</b>
3.1 Complexe articulaire	11
3.2 Repérage et mouvements	12
3.2.1 Plans et repère anatomiques	12
3.2.2 Mouvements de la mandibule	13
3.3 Déplacements mandibulaires et géométrie articulaire	14
3.4 Développement de l'articulation humaine	15
<b>4. Chirurgie de reconstruction de l'ATM et prothèse</b>	<b>16</b>
4.1 Reconstruction du condyle	17
4.1.1 Technique opératoire	17
4.1.2 Indications et limites	17
4.2 Implantation de prothèse	18
4.2.1 Genèse de la prothèse	18
4.2.2 Indications, limites et échecs de prothèses	19
<b>5. Vers une prothèse fiable ?</b>	<b>20</b>
<b>Bibliographie 1</b>	<b>21</b>

<b>Chapitre 2 :</b>	<b>Organigramme d'étude</b>	<b>23</b>
	<b>Analyse de la valeur</b>	
	<b>Eléments de conceptions de prothèses</b>	
<b>1.</b>	<b>Genèse succincte de conceptions de prothèses</b>	<b>24</b>
1.1	Prothèse de la hanche	24
1.2	Prothèse du genou	24
<b>2.</b>	<b>Analyse de la valeur en phase de conception de produit</b>	<b>25</b>
2.1	Analyse de la valeur	25
2.2	Produit, besoin et utilisateur	25
2.3	Fonction et contrainte	25
2.4	Analyse fonctionnelle et cahier des charges	25
2.5	Outils de description et mise en œuvre	26
2.5.1	Application des techniques d'entreprise	
	Diagramme des interacteurs	26
2.5.2	Function Analysis System Technic - Diagramme FAST	27
2.5.3	Cahier des charges fonctionnel	27
2.5.4	Cahier des charges technique et solutions constructives	27
<b>3.</b>	<b>Application de l'analyse de la valeur à une conception de prothèse</b>	<b>28</b>
3.1	Méthode APTE - Cahier des Charges Fonctionnel	28
3.2	Méthode FAST - Cahier des Charges Fonctionnel	29
3.3	Eléments de conceptions	30
3.3.1	Prothèse totale de la hanche	31
3.3.2	Prothèse totale de genou	31
3.3.3	Matériaux mis en oeuvre	32
3.3.4	Encastrement os/implant, interface biomatériau/tissu osseux	34
3.3.5	Modularité et adaptabilité de l'implant	36
3.4	Solutions constructives - Cahier des Charges Technique	36
3.5	Critères d'appréciation, niveaux d'acceptation et flexibilité	38
3.6	Intérêt de l'analyse de la valeur	38
<b>4.</b>	<b>Organigramme d'étude de l'Articulation Temporo-Mandibulaire</b>	<b>39</b>
4.1	Dissection de cadavres	39
4.2	Analyse vidéo tridimensionnelle	40
4.3	Electromyographie et IRM	40
4.4	Protocole expérimental	40
	<b>Bibliographie 2</b>	<b>41</b>

<b>Chapitre 3 :</b>	<b>Articulation Temporo-Mandibulaire</b>	<b>45</b>
	<b>Anatomie descriptive et fonctionnelle</b>	
	<b>Dissection</b>	
<b>1.</b>	<b>Anatomie et physiologie</b>	<b>46</b>
<b>2.</b>	<b>Articulation, appareil locomoteur</b>	<b>46</b>
2.1	Squelette	46
2.1.1	Os, tissu osseux	46
2.1.2	Tissu cartilagineux	48
2.1.3	Crâne, colonne vertébrale	48
2.2	Système musculaire	49
2.2.1	Tissu musculaire squelettique	49
2.2.2	Contraction musculaire	50
2.2.3	Insertion musculaire	51
2.3	Système nerveux	51
2.4	Articulation	51
<b>3.</b>	<b>Articulation temporo-mandibulaire</b>	<b>53</b>
3.1	Zones osseuses articulaires et ménisque	53
3.1.1	Structure osseuse	53
3.1.2	Ménisque et capsules articulaires	54
3.2	Ligaments	54
3.3	Myologie, muscles élévateurs, muscles abaisseurs	55
3.3.1	Muscles élévateurs	55
3.3.2	Muscles abaisseurs	56
3.3.3	Ptérygoïdien latéral, inclassable ?	57
<b>4.</b>	<b>Dissection</b>	<b>57</b>
4.1	Protocole	57
4.2	Caractérisation des surfaces et contacts articulaires	58
4.2.1	Occlusions, déplacement initial	58
4.2.2	Géométrie des surfaces articulaires, nature des contacts	59
4.2.3	Liaisons élémentaires, premiers modèles	60
4.3	Faisceaux et directions des actions musculaires	63
4.3.1	Déroulement, technique de relevé	63
4.3.2	Chronologie des opérations et équipements associés	63
4.3.3	Directions des actions musculaires	64
4.3.4	Limites de la méthode	67
<b>5.</b>	<b>Evolutions des relevés expérimentaux et perspectives</b>	<b>68</b>
<b>Bibliographie 3</b>		<b>69</b>

<b>Chapitre 4 :</b>	<b>Cinématique et déplacements articulaires</b>	<b>73</b>
	<b>Analyse par vidéo tridimensionnelle</b>	
<b>1.</b>	<b>Etude cinématique, déplacements articulaires</b>	<b>74</b>
1.1	Approche “théorie des mécanismes”	74
1.2	Caractérisation cinématique de l’ATM, protocole	75
<b>2.</b>	<b>Analyse vidéo tridimensionnelle</b>	<b>76</b>
2.1	Analyse optique	76
2.1.1	Méthode de la Direct Linear Transformation	77
2.1.2	Résolution de systèmes linéaires surdimensionnés	81
2.2	Chronologie des opérations et équipements associés	81
<b>3.</b>	<b>Mise en œuvre pour l’étude de l’ATM</b>	<b>82</b>
3.1	Etalonnage des caméras, silhouette de calibrage	82
3.2	Sélection des volontaires, critères	82
3.3	Reconstruction 3D et déplacements relatifs	84
3.3.1	Gouttières et plaques de repérage	84
3.3.2	Définition et détermination des repères	85
3.3.3	Détermination d'un repère morphologique	86
3.3.4	Déplacements relatifs mandibule - maxillaire supérieur	87
<b>4.</b>	<b>Validation de la méthode, premiers résultats et analyse</b>	<b>88</b>
4.1	Validation de la méthode	89
4.2	Mouvement d’ouverture et fermeture	90
4.2.1	Amplitude maximale d'ouverture	90
4.2.2	Déplacements du centre de l’articulation	90
4.2.3	Angle d'ouverture, nature du mouvement	91
4.2.4	Centre instantané de rotation	92
4.2.5	Description classique et résultats	93
4.3	Mouvement de diduction	94
<b>5.</b>	<b>Protocole expérimental et perspectives</b>	<b>94</b>
5.1	Evolution des équipements	94
5.2	Perspectives	94
<b>Bibliographie 4</b>		<b>95</b>

<b>Chapitre 5 :</b>	<b>Actions musculaires et articulaires</b>	<b>97</b>
	<b>Electromyographie</b>	
	<b>Imagerie par résonance magnétique</b>	
<b>1.</b>	<b>Etude statique, actions aux contacts articulaires</b>	<b>98</b>
1.1	Approche “théorie des mécanismes”	98
1.2	Caractérisation des actions transmises par l’ATM, protocole expérimental	98
<b>2.</b>	<b>Electromyographie, effort musculaire</b>	<b>99</b>
2.1	Eléments de physiologie neuromusculaire	99
2.1.1	Plaque motrice	99
2.1.2	Potentiel d'action, activités électrique et mécanique	100
2.1.3	Unité motrice	100
2.2	Electromyographie	101
2.2.1	Chaîne d'enregistrement, capteur de signaux	101
2.2.2	Contraction volontaire, analyse de signaux	101
2.3	Effort musculaire	103
2.3.1	Evaluation de la tension musculaire	103
2.3.2	Imagerie par résonance magnétique, sections des muscles	103
2.4	Chronologie des opérations et équipements associés	105
<b>3.</b>	<b>Mise en œuvre pour l’étude de l’ATM</b>	<b>105</b>
3.1	Actions transmises par l'articulation	105
3.1.1	Serrage inter dentaire, méthode d'étude	106
3.1.2	Modélisation des liaisons élémentaires, torseurs associés	106
3.2	Capteur de l'effort de serrage, modélisation de l'action	106
3.2.1	Principe, dimensionnement	107
3.2.2	Etalonnage	107
3.2.3	Modélisation de l'action	108
3.3	Sélection des volontaires	108
3.4	Electromyogrammes, signal du capteur	109
3.4.1	Groupe musculaire, électrodes	109
3.4.2	Enregistrement	109
3.4.3	Modélisation de l'action des élévateurs	111
3.4.4	Relevés expérimentaux	111
3.4.5	Efforts musculaires et effort de serrage	114
3.5	Evaluation des actions transmises aux contacts articulaires	115

<b>4. Premiers résultats et analyse</b>	<b>115</b>
4.1 Chargement plan	115
4.2 Chargement latéral	116
4.3 Situation du point de contact temporo-mandibulaire, conséquence	117
<b>5. Protocole expérimental et perspectives</b>	<b>117</b>
5.1 Evolution des équipements, du protocole	117
5.2 Perspectives	118
<b>Bibliographie 5</b>	<b>119</b>
<b>Conclusions et perspectives</b>	<b>121</b>
<b>Annexe 1 : Points d'insertion, vectorisation des muscles élévateurs</b>	<b>125</b>
<b>Annexe 2 : Systèmes linéaires surdimensionnés</b>	<b>129</b>
<b>Résolution au sens des moindres carrés</b>	
<b>Annexe 3 : Efforts développés par les muscles élévateurs</b>	<b>131</b>
<b>Annexe 4 : Réduction des actions des muscles élévateurs</b>	<b>137</b>
<b>Equilibre de la mandibule</b>	<b>144</b>







# Introduction

---

La *biomécanique*, au sens étymologique, se définit par l'application de la mécanique à l'étude des systèmes biologiques de l'homme, de l'animal ou du végétal. Elle prend appui sur des connaissances d'anatomie, de physiologie, de physique, de conception mécanique, ... qu'elle exploite dans des domaines variés et parfois très spécialisés : l'ergonomie, le sport, la réadaptation, ...

Cette étude réalisée au sein du groupe "Mécanismes et Dynamique" du Laboratoire utilise des compétences acquises dans l'analyse du geste sportif. Avec ce sujet démarre une activité en biomécanique ostéo-articulaire. Ce rapport inclut donc des notions d'anatomie générale et des éléments plus approfondis relatifs à l'*Articulation Temporo-Mandibulaire* (ATM), support de cette étude.

La *conception d'une prothèse articulaire*, selon une démarche de conception de produit industriel, intègre des données d'anatomie fonctionnelle, de cinématique et dynamique, de calcul de structures, ... Elle impose, par suite, de caractériser puis modéliser l'articulation naturelle. L'étape de caractérisation de la liaison se fonde sur les résultats expérimentaux d'une analyse géométrique et mécanique.

---

Le *chapitre 1* présente brièvement l'articulation humaine. Des éléments d'anatomie comparée mettent ensuite en évidence la relation entre fonctions et morphologie. En partant des résultats obtenus avec les premières prothèses totales d'ATM, il analyse la place de l'implant dans la reconstruction de la liaison.

Le *chapitre 2* résume la méthode d'analyse de la valeur et prend appui sur deux exemples pour assembler des critères et des données transposables dans la reconstruction de l'ATM. Cette approche innovante permet de dégager les directions de l'étude (caractérisation) de l'articulation et les techniques expérimentales associées en :

- anatomie fonctionnelle et dissections de cadavres,
- cinématique et analyse vidéo tridimensionnelle,
- actions mécaniques et électromyographie.

Le *chapitre 3* présente des éléments d'anatomie générale et d'anatomie fonctionnelle de l'articulation. Les dissections de cadavres récents permettent ensuite d'observer les zones de liaison et les insertions musculaires. La démarche de détermination des directions des actions des muscles, les techniques exploitées et les résultats obtenus sont présentés et analysés.

Après l'introduction de l'analyse vidéo tridimensionnelle, le *chapitre 4* détaille les techniques utilisées pour l'adaptation à la mesure des déplacements dans l'ATM (mandibule/crâne). Il décrit ensuite partiellement la cinématique de l'articulation. Les résultats obtenus et leur limite de validité sont rapprochés de ceux obtenus lors d'études antérieures.

Le *chapitre 5* présente des éléments de physiologie musculaire, l'électromyographie et son exploitation dans la quantification des actions développées par les muscles masticateurs. L'utilisation de l'imagerie par résonance magnétique et un capteur d'effort permettent d'évaluer les actions transmises par l'articulation sous chargement. La mise en œuvre de cette manipulation lourde et délicate est décrite et une analyse critique des résultats est proposée.

Les résultats expérimentaux élaborés dans les chapitres 3 à 5 caractérisent déjà l'articulation et autorisent une ébauche de la modélisation. Une étape suivante doit améliorer le protocole afin de fiabiliser les valeurs numériques et permettre de "durcir" ce premier modèle.

## Chapitre 1

---

# Biomécanique articulaire

# Articulation Temporo-Mandibulaire

# Prothèse

*L'articulation temporo-mandibulaire demeure peu étudiée. Des pathologies ou traumatismes particulièrement douloureux et invalidants imposent cependant d'envisager sa reconstruction.*

*Deux modes de reconstruction, leurs indications et limites sont rapprochés : la chirurgie et l'implantation de prothèses. Des implants aux conceptions empiriques, essentiellement fondées sur des données d'anatomie, fournissent de premiers résultats : ruptures, mobilités retrouvées, douleurs ...*



*Homme de Regourdou-Montignac (24), Néandertalien aquitain (-80 000 ans).*

## 1 Biomécanique ostéo-articulaire

Appliquée à l'homme, la biomécanique<sup>1</sup> articulaire [Allard, 96] [Kénési, 85] étudie les actions, générées ou subies et leurs effets : cinématique normale ou perturbée, déformation, rupture, ... Dans le domaine du sport, elle permet d'analyser un geste, d'améliorer une performance ou d'adapter un matériel [Morlier, 99]. En orthopédie, elle permet d'envisager le remplacement (partiel ou complet) d'une articulation par une prothèse interne, d'apporter un soutien fonctionnel par une orthèse ou encore d'analyser des perturbations musculo-squelettiques (scoliose, ...).

Le terme "prothèse" désigne une pièce ou un appareil destiné à remplacer, en totalité ou en partie, un organe, un membre ou une articulation en reproduisant parfois la géométrie (prothèse dentaire ou oculaire) et en offrant des fonctionnalités voisines. Selon le type de commande, la prothèse peut être active ou passive. Selon l'élément remplacé, elle peut être interne (articulation) ou externe, de fonction ou de seule fonction esthétique (dentaire). Le terme "orthèse" désigne tout appareil orthopédique qui immobilise (orthèse d'inactivité) ou soutient une partie du corps (orthèse d'activité ou dynamique).

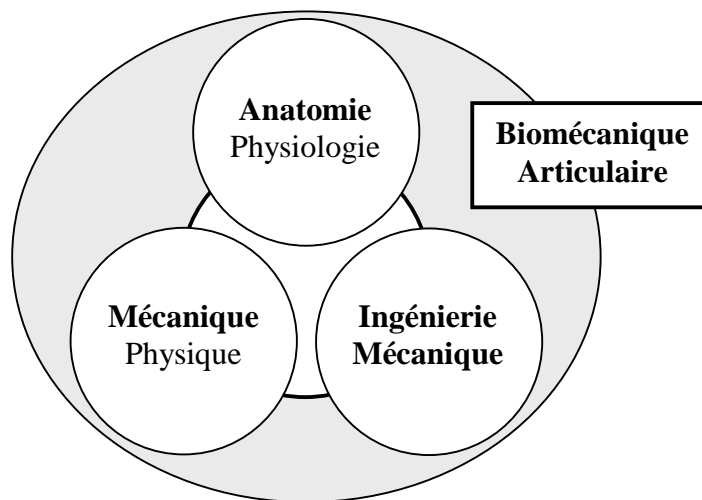


Figure 1 : Biomécanique articulaire.

L'analyse et la quantification des mouvements humains ou des actions transmises par une articulation s'effectuent à partir de méthodes expérimentales et analytiques complémentaires et s'appuient sur des connaissances d'anatomie ou de mécanique (Figure 1). La conception d'un implant emprunte la démarche de conception d'un produit industriel et intègre des données relatives aux matériaux, contacts ou liaisons mécaniques.

---

<sup>1</sup> Biomécanique : étude des phénomènes de la vie vus avec l'œil de l'ingénieur. (Cahiers de la SOFCOT)

## 2 Articulation temporo-mandibulaire, objet de l'étude

Les dysfonctionnements de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM) sont essentiellement liés à l'appareil ménisco-ligamentaire et musculaire. Il arrive que les surfaces articulaires et, par conséquent, l'articulation soient partiellement détruites. La technique chirurgicale retenue peut alors être l'implantation d'une prothèse.

### 2.1 Objet de l'étude

Cette étude s'inscrit dans une perspective, à long terme, d'élaboration d'une prothèse de l'articulation humaine. Elle a pour objectif plus rapproché, d'établir et de structurer des éléments de rédaction des cahiers des charges fonctionnel et technique dans une démarche de conception de produit industriel.

Les prothèses actuelles rencontrent des difficultés de qualité et fiabilité. Par suite d'une connaissance très incomplète du comportement de la liaison naturelle et de conceptions empiriques, elles n'autorisent actuellement qu'un retour très partiel vers la normale.

### 2.2 Approche "mécanisme"

Dans cette approche, l'articulation est assimilée à la liaison de deux éléments rigides d'un mécanisme. Les analyses de la géométrie et de la cinématique, des actions musculaires et de la transmission d'actions aux contacts, visent à caractériser l'articulation pour aborder ensuite l'élaboration d'un modèle de comportement.

Les déplacements autorisés et les actions transmises résultent de la géométrie des surfaces articulaires. L'étude comparative des morphologies de quelques mammifères montre que l'articulation se développe sous l'influence des modes alimentaires [Picq, 02].

## 3 Anatomie comparée (sommaire) de l'articulation

La phylogénèse<sup>1</sup> et l'anatomie comparée révèlent une ATM souvent spécialisée qui évolue avec la mastication. Ce constat justifie une présentation plus fonctionnelle que descriptive.

Une première "dissection" du complexe articulaire et l'introduction du repérage utilisé en biomécanique introduisent le vocabulaire nécessaire pour la description.

### 3.1 Complexe articulaire

L'articulation met en relation des os dont les surfaces terminales, recouvertes de cartilage, sont séparées par un ménisque (Figure 2 et Figure 3). Des ligaments maintiennent les os en position relative. La synovie assure la lubrification des surfaces de liaison (contact avec glissement) lors des déplacements. Cette présentation rapide est reprise et approfondie dans le chapitre 3.

---

<sup>1</sup> Phylogénèse : du grec *phûlon*, tribu et *genesis*, origine - développement de l'espèce.

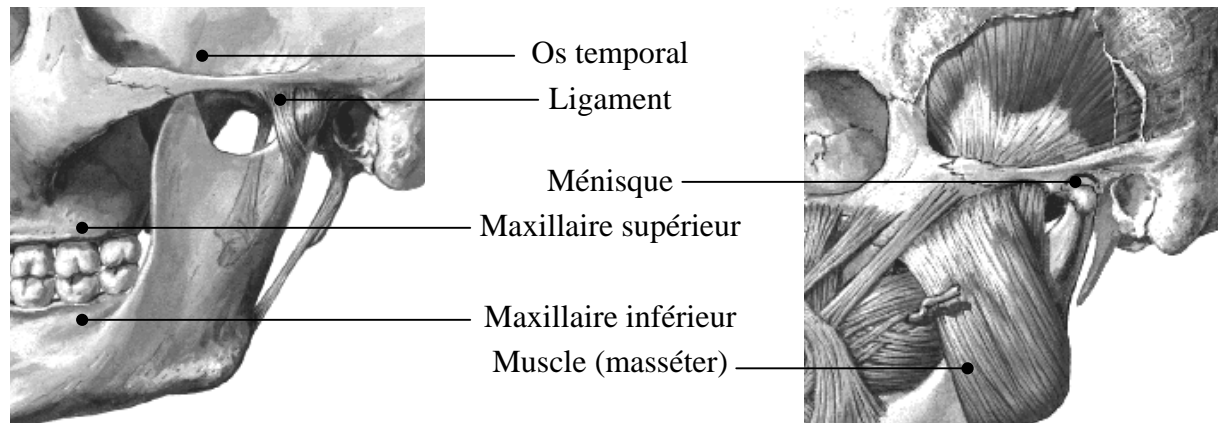


Figure 2 : Articulation temporo-mandibulaire.

L'os (temporal ou mandibulaire) présente une géométrie complexe (Figure 3). Les surfaces articulaires comportent plusieurs zones.

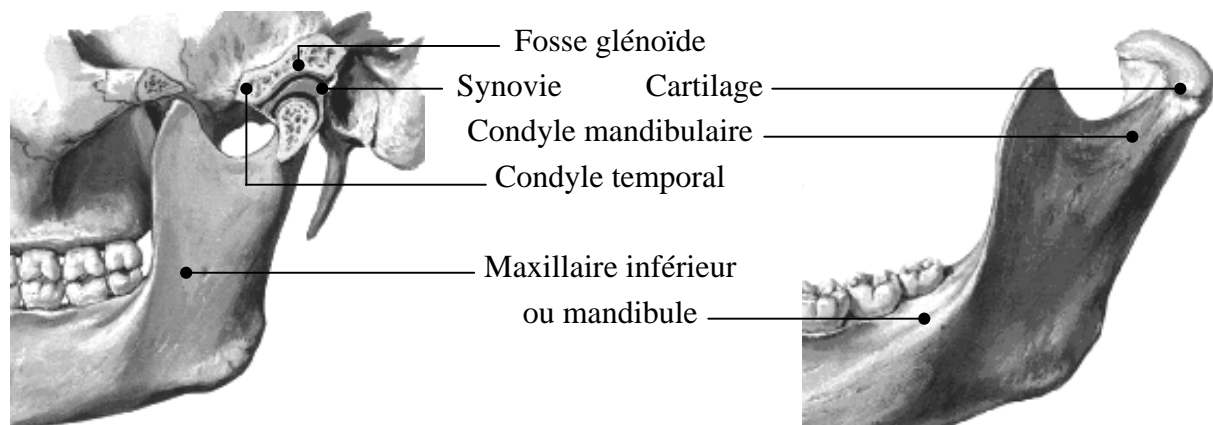


Figure 3 : Surfaces articulaires.

Le terme condyle désigne une extrémité ou une zone convexe de la surface. La fosse glénoïde ou glène, concave, reçoit le condyle.

### 3.2 Repérage et mouvements

Le corps humain est le plus souvent représenté en position debout. Trois plans, deux à deux perpendiculaires, sont arbitrairement choisis avec un point commun au niveau de la seconde vertèbre sacrée [Allard, 96] [Kapandji, 00]. Les intersections de ces plans définissent les axes d'un repère orthonormé direct et, par suite, le vocabulaire de cette étude.

#### 3.2.1 Plans et repère anatomiques

Le plan frontal (noté *Pf*) correspond à une projection en vue de face (Figure 4), "contient" la colonne vertébrale, et divise ainsi l'espace en deux parties : la partie arrière ou postérieure et

la partie avant ou antérieure. Le plan sagittal (noté  $Ps$ ) correspond à une vue de profil, gauche ou droit, "contient" également la colonne vertébrale, et divise le corps en deux parties, la droite et la gauche. L'intersection des plans  $Pf$  et  $Ps$  définit l'axe vertical ( $S, \bar{y}$ ). En vue de dessus, le plan horizontal (noté  $Ph$ ), perpendiculaire à l'axe, sépare le corps en deux parties, inférieure et supérieure. Enfin, l'intersection des plans  $Ps$  et  $Ph$  définit l'axe sagittal ( $S, \bar{z}$ ) et celle des plans  $Ph$  et  $Pf$  définit l'axe transverse ( $S, \bar{x}$ ).

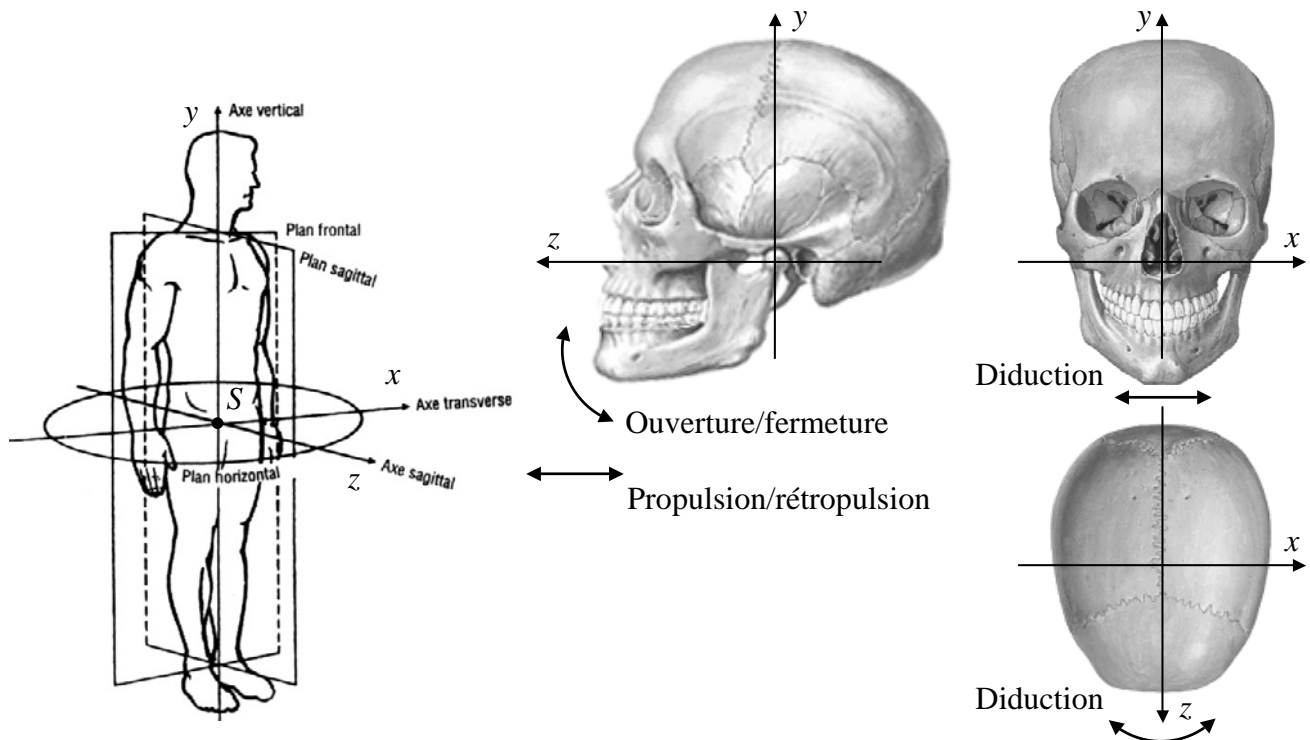


Figure 4 : Repérage anatomique et définition des mouvements de la mandibule.

### 3.2.2 Mouvements de la mandibule

La mandibule apparaît suspendue dans un "hamac" musculaire et dotée de possibilités de mouvements selon et autour des trois axes anatomiques. Ces six degrés de liberté apparents sont-ils indépendants ? L'articulation peut-elle être assimilée à une "liaison libre" ? Le chapitre 4 répond partiellement à ces interrogations. Ce paragraphe introduit seulement le vocabulaire usuel en anatomie.

Dans le plan sagittal  $Ps$ , la projection de la mandibule est appelée *propulsion* vers l'avant et *rétropulsion* vers l'arrière. Ces deux mouvements imposent une légère ouverture buccale. L'abaissement ou l'élévation, également dans le plan sagittal, résultent de l'action des muscles masticateurs et sont encore nommés *ouverture* et *fermeture*.

En première approximation, les mouvements de *diduction* (aussi appelés mouvements de *latéralité*) s'effectuent par translation dans un plan horizontal, parallèle au plan  $Ph$ , et par rotation autour d'un axe vertical situé à l'avant de l'axe ( $S, \bar{y}$ ).

La combinaison de ces principaux mouvements permet la *circumduction* indispensable pour la trituration et le broiement des aliments.

### 3.3 Déplacements mandibulaires et géométrie articulaire

L'anatomie comparée révèle les mouvements autorisés par l'ATM et souligne la relation qui existe entre les fonctions de l'articulation et ses caractères morphologiques. Cinq ordres significatifs et une famille par ordre retenu dans la classification de Linnée<sup>1</sup> sont rapprochés ici (Figure 5). Du régime alimentaire strictement carné du canidé à celui très diversifié du pongidé, puis de l'homme, le complexe articulaire se spécialise ou s'adapte. Des faisceaux musculaires sont privilégiés. Les degrés de mobilité et les amplitudes des déplacements sont également influencés par l'appareil digestif [Caix, 91] [Wilson, 93]. L'herbivore ruminant se trouve ainsi "privé" du condyle temporal.

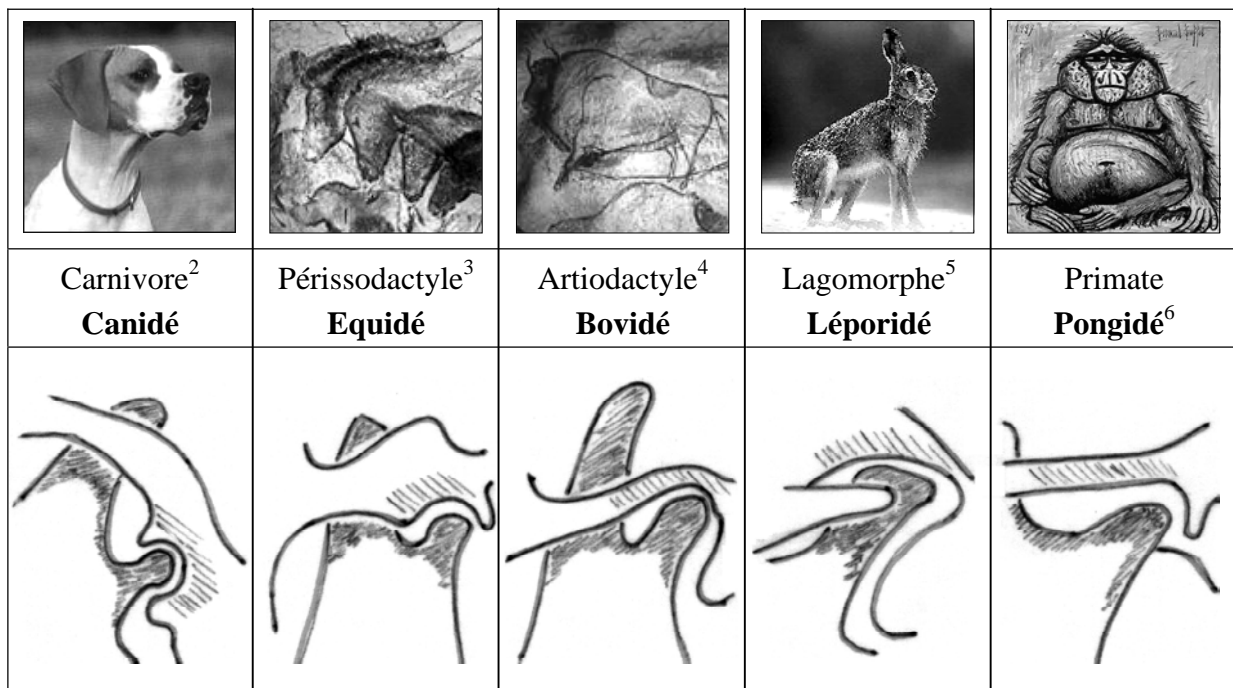


Figure 5 : Cinq ordres de mammifères vertébrés, surfaces articulaires (vue latérale gauche).

#### *Carnivore*

L'alimentation du carnivore se limite à la chair animale déchiquetée grossièrement et, le plus souvent, rapidement déglutie. La glène est très concave et le condyle fortement cartilagineux dans sa partie supérieure. Les surfaces articulaires, non congruentes, sont harmonisées par un ménisque amarré au condyle mandibulaire. Seule la rotation (mouvement d'ouverture et fermeture) de la mandibule autour d'un axe transverse est possible.

<sup>1</sup> Linnée (1707-1778) : naturaliste suédois, professeur de Botanique, élabore la méthode de classification des plantes et des animaux.

<sup>2</sup> Taxonomie : mammifère de l'ordre des carnivores, famille des canidés (ici, genre *canis* et espèce *familiaris*).

<sup>3</sup> Périsso-dactyle : du grec *perissos*, impair et *dactylos*, doigt.

<sup>4</sup> Artio-dactyle : du grec *artios*, pair et *dactylos*, doigt.

<sup>5</sup> Lagomorphe : du grec *lagos*, lièvre et *morphe*, forme (qui ressemble au lièvre).

<sup>6</sup> Pongidé : du latin *pongo*, orang-outan (en malais, homme de la forêt).



### *Equidé*

La glène du cheval (équidé), peu profonde, est limitée à l'arrière par une véritable butée. Le condyle mandibulaire est légèrement convexe. Au cours de la mastication, les mâchoires s'écartent peu mais les mouvements de diduction sont étendus. Le condyle temporal est peu marqué. Le masséter, caractéristique, constitue un broyeur puissant.

### *Bovidé*

La glène d'un bovidé est presque inexistante, sans réel condyle temporal et juste marquée à l'arrière par une butée. En congruence avec un condyle mandibulaire très aplati, elle permet des mouvements de diduction particulièrement amples, nécessaires à l'herbivore ruminant. Le ménisque est large et lâche.

### *Léporidé*

A la différence des rongeurs, les lagomorphes (lièvre, lapin, ...) possèdent une première paire d'incisives fortement développée et une seconde paire qui reste à l'état de moignon, à l'arrière de la première. Ils sont exclusivement herbivores. Le rodage continu (usure) des incisives impose une rétropulsion ample. La glène se présente sous la forme d'une gouttière et autorise ce mouvement que favorise le puissant ligament latéral externe. Le disque se prolonge vers l'arrière par une capsule épaisse (butée).

### *Pongidé*

La famille des pongidés de l'ordre des primates<sup>1</sup> regroupe deux espèces de chimpanzés, le gorille et l'orang-outan. L'anatomie révèle une ATM non spécialisée, sans prédominance d'un groupe musculaire, autorisant des déplacements et des fonctions masticatoires très élargies. Le régime alimentaire se diversifie : fruits, feuillages, écorces, insectes ...

### *Hominidé*

La classification réserve à l'homme, seul, la famille des hominidés<sup>2</sup> dans l'ordre des primates. L'articulation n'est pas spécialisée et aucun groupe musculaire ne semble, a priori, prédominer. La régression de la mastication s'accompagne d'un développement des fonctions phonatoires. L'évolution de l'ATM est partiellement régie par ce développement.

## 3.4 Développement de l'articulation humaine

La formation de l'ATM humaine débute avec la période fœtale et se poursuit très au-delà de la naissance selon des contraintes fonctionnelles et morphogénétiques [Caix, 91].

In utero, le flux buccal et la déglutition du liquide amniotique modèlent le condyle mandibulaire et la glène, peu profonde. Ce modelage résulte également du développement de

---

<sup>1</sup> Primate : du latin *primatis*, qui est au premier rang.

<sup>2</sup> Hominidé : du latin *homo*, homme.

la langue, de l'œil, du cerveau (crâne) et du nez (flux nasal). L'ensemble est adapté à la succion et à une alimentation liquide avant la naissance.

La période post-natale est tout d'abord marquée, lors du passage de la vie aquatique à la vie aérienne, par un développement des fonctions respiratoires et nasales puis par une croissance asynchrone de la face et du cerveau. Jusqu'à six ans, sous la poussée cérébrale, la croissance du crâne est rapide alors que celle de la face reste lente et discontinue. La modification du régime alimentaire, l'action de la langue et de la mastication creusent alors la glène et façonnent le condyle mandibulaire.

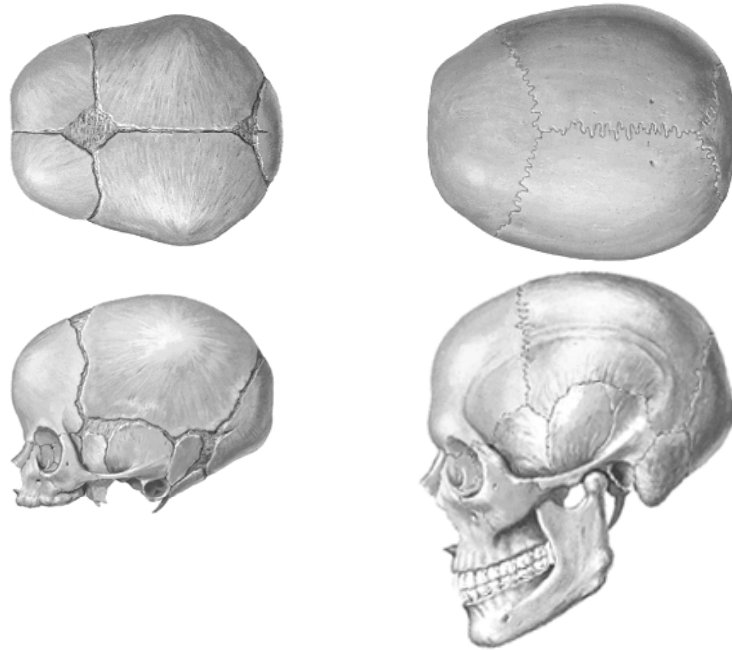


Figure 6 : Crânes d'enfant et d'adulte.

La poussée de croissance est maximale lors de la mise en place de la seconde dentition. Les sutures crânio-faciales allongent alors l'arc mandibulaire vers l'arrière. La croissance des sinus maxillaires développe le maxillaire supérieur vers l'avant. L'articulation temporo-mandibulaire de l'adulte (Figure 6) est le résultat complexe de ces contraintes, des relations dentaires (occlusion) et des actions musculaires.

#### **4 Chirurgie de reconstruction de l'ATM et prothèse**

Les dysfonctionnements de l'ATM conduisent à l'ankylose, limitation voire impossibilité d'effectuer les mouvements de l'articulation naturellement mobile. L'origine peut en être variable : tumorale, infectieuse ou traumatique, malformative ou dégénérative. En particulier, l'arthrose, maladie articulaire dégénérative, se traduit anatomiquement par la destruction du cartilage et une production de tissu osseux supplémentaire.

Après un traumatisme, les traitements des fractures du condyle permettent, le plus souvent, une guérison sans trouble fonctionnel. Dans un nombre de cas limité, une intervention

chirurgicale est indiquée pour limiter des séquelles importantes : gêne à l'ouverture buccale, latéro-déviations, ... Ces séquelles et les déformations hémi-faciales peuvent être réduites par une reconstruction du condyle ou une implantation de prothèse [Modschiedler, 89].

#### 4.1 Reconstruction du condyle

La technique très sommairement décrite ici traite une atteinte grave des surfaces articulaires, du condyle mandibulaire notamment (ankylose aiguë, fracture complexe, ...).

##### 4.1.1 Technique opératoire

Après résection, la tête condylienne est reconstruite par autogreffe d'un segment de la sixième ou de la septième côte (Figure 7). L'extrémité cartilagineuse du greffon est conservée et vient au contact de la cavité articulaire temporale après insertion et encastrage sur la mandibule. La localisation du prélèvement résulte de similitudes anatomiques et biologiques constatées entre le cartilage du condyle et celui de la zone sterno costale

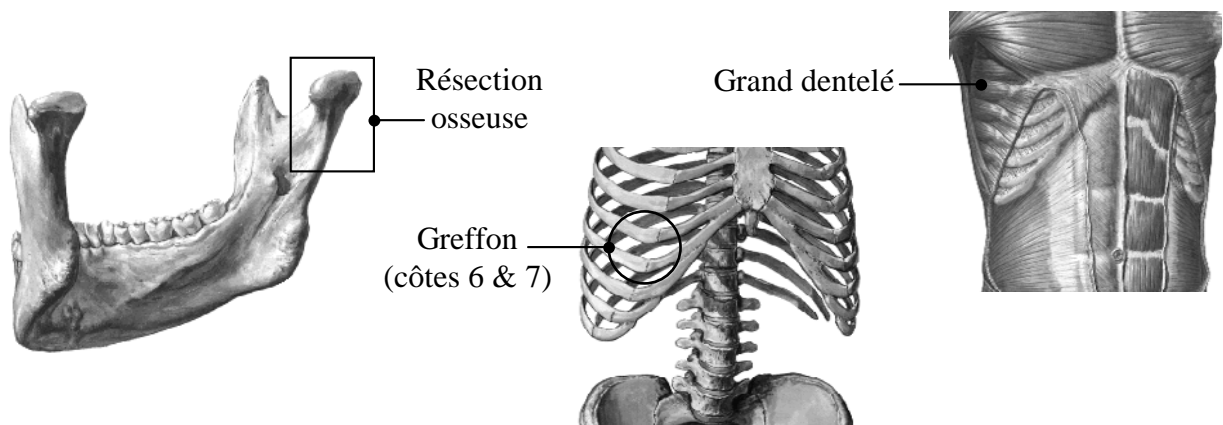


Figure 7 : Principe de reconstruction du condyle (Lindquist, 1986).

##### 4.1.2 Indications et limites

Chez l'enfant, l'ankylose (origine arthritique liée à l'otite) a des conséquences lourdes sur l'oralité [Caix, 91]. Elle peut aboutir en fin de croissance à des déformations hémi-faciales qui s'accompagnent alors d'atrophies de la musculature masticatrice et de dysocclusion dentaire. L'âge idéal d'intervention se situe autour de cinq ans. Le greffon possède alors un potentiel de croissance élevé. L'enfant peut collaborer et retrouver des amplitudes de déplacements quasi naturelles par une rééducation active.

Chez l'adulte, l'arthroplastie sans adjonction d'interface articulaire semble pratiquement abandonnée. Une interface peut être réalisée par l'interposition d'une cupule (biomatériau), d'un lambeau musculaire du grand dentelé<sup>1</sup> (Figure 7) prélevé sur le patient et fixé ensuite par des fils non résorbables. Le taux de récurrence reste supérieur à 50% lorsque l'intervention est

---

<sup>1</sup> Grand dentelé : muscle superficiel tendu entre les neuf premières côtes et l'omoplate.

consécutive à une infection ou une maladie dégénérative. Après traumatisme grave, il chute autour de 30%. L'intervention reste techniquement délicate et la gestion des séquelles des prélèvements alourdit la période post-opératoire.

## 4.2 Implantation de prothèse

Dans ce contexte, l'implantation d'une prothèse (partielle ou totale) devient une perspective pour l'adulte. Elle peut être envisagée pour l'enfant dans le cas d'un traumatisme irréversible, malgré une croissance inachevée.

### 4.2.1 Genèse de la prothèse

La première prothèse de condyle mandibulaire apparaît en 1948 (tête acrylique implantée par Terracol et Houpert). Plusieurs évolutions (matériau, fixation, ...) sont ensuite proposées et restent sans diffusion significative.

La première prothèse totale de l'articulation temporo-mandibulaire est conçue et implantée par Michelet<sup>1</sup> (1972). Elle comprend un sous-ensemble temporal en acrylique et un sous-ensemble condylien métallique, vissé sur la corticale externe et équipé d'une cupule en titanium à son extrémité supérieure (Figure 8).

Stricker<sup>2</sup> (1982) recouvre la cupule métallique d'une interface articulaire en polyéthylène non scellé. Les mobilités de cette interface sur le condyle sont destinées à reproduire les deux phases de mouvements que décrivent alors les études cinématiques : rotation de la tête condylienne dans la cavité glénoïde *avant* translation du sous-ensemble prothétique condylien hors de la cavité. L'encastrement s'effectue dans le canal médullaire, avec ou sans adjonction de vis.

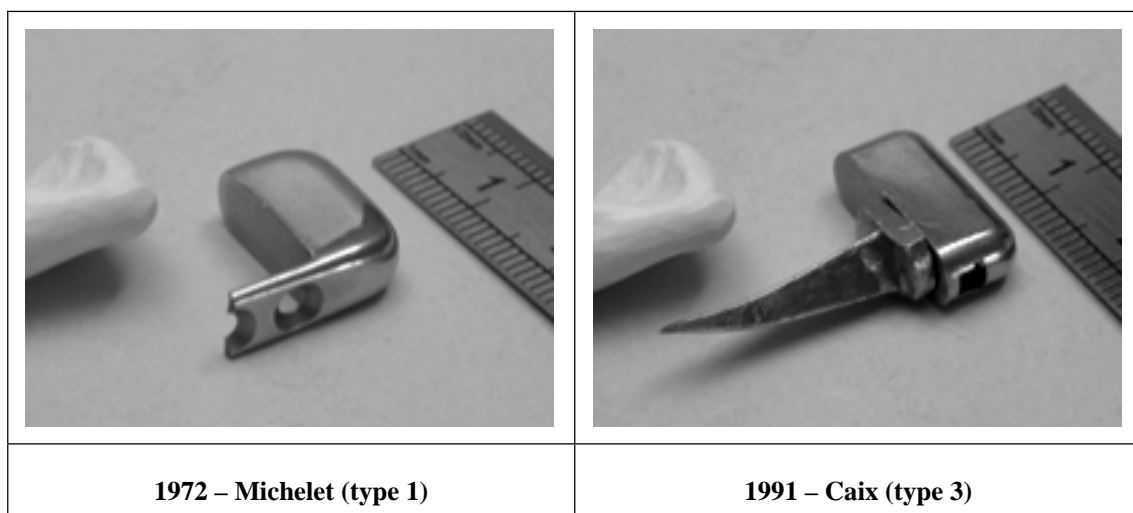


Figure 8 : Evolution des prothèses complètes.

---

<sup>1</sup> Michelet : Professeur au Service de Chirurgie Maxillo-Faciale du Centre Hospitalier Régional de Bordeaux.

<sup>2</sup> Stricker : Professeur au Service de Chirurgie Maxillo-Faciale du Centre Hospitalier Universitaire de Nancy.

Caix (1991) propose une classification qui distingue trois types de prothèses en relation avec les lésions et la résection osseuse (Figure 8). Le type 1 correspond au modèle développé par Michelet, conçu pour pallier une perte de dimension verticale postérieure (du condyle mandibulaire). Le type 2 reprend la géométrie très (trop) approchée du condyle. L'ancrage est réalisé, avec ou sans vissage, dans le canal médullaire ; le mode de fixation limite donc la résection osseuse. La position angulaire de la tête peut être réglée lors de l'intervention, avant blocage. Pour le type 3, seule la queue d'implantation dans le canal évolue. Elle présente une section triangulaire pour obtenir un encastrement initial sans scellement et supprimer le risque de rotation. La résection est plus limitée encore.

#### 4.2.2 Indications, limites et échecs de la prothèse

Dans l'optique d'une évolution de la conception, les informations les plus parlantes doivent donc être recherchées auprès de patients équipés à la suite de traumatismes. Trois situations nécessitant une reprise opératoire sont rapportées par Michelet, Caix ou Striker :

- rupture de la prothèse,
- rupture de la liaison mandibulaire (arrachement des ancrages ou rotation),
- persistance de douleurs ou de phénomènes inflammatoires.

##### *Indications et limites*

La résection imposée par la lésion oriente le chirurgien lors du choix de la prothèse. Les concepteurs, qui fournissent peu de résultats à long terme, soulignent deux contre indications : la croissance toujours en cours chez l'enfant et une mauvaise coopération du patient. Le mouvement de propulsion semble immédiatement rétabli. Par cette "liberté" retrouvée, la dynamique post-opératoire doit être immédiate pour limiter les risques de récurrence.

La prothèse ne régénère pas actuellement l'ensemble des mobilités naturelles. L'ouverture inter-incisives semble cependant toujours supérieure à vingt-cinq millimètres. L'amplitude des mouvements latéraux reste parfois très limitée. Enfin, les corrections des déséquilibres hémi-faciaux (accident ou malformation congénitale) et de la dysocclusion procurent au patient un confort physique et psychologique évident.

##### *Echecs de la prothèse*

Lorsque la récurrence intervient après une implantation consécutive à une maladie infectieuse ou dégénérative, les causes de l'échec peuvent être difficiles à sérier mais semblent d'origines inflammatoire ou mécanique.

Des phénomènes inflammatoires résultent des choix des matériaux (bio-compatibilité). Un composite poreux de filaments de polytétrafluoroéthylène et de carbone, le "ProPlast" (Profol Group), est actuellement employé pour enduire le métal implanté. La persistance de douleurs révèle une ostéointégration imparfaite et, par suite, une probabilité d'apparition de micro-déplacements dans le canal médullaire (type 3).

La rupture de la prothèse (type 1) intervient dans une zone de fixation (perçage) ou de réduction brutale de la section (transition plaque latérale-condyle artificiel). L'arrachement des ancrages (type 1) témoigne d'une reconstitution osseuse insuffisante ou/et de l'intensité élevée d'un effort déporté exercé sur un néo-condyle à la géométrie trop approchée. La rotation de la tige (type 3) dans le canal médullaire laisse supposer les mêmes causes.

## **5 Vers une prothèse fiable ?**

Cette brève genèse et les échecs subis invitent à une reconception de la prothèse selon une démarche structurée et non seulement empirique.

Une démarche basée sur l'analyse de la valeur est décrite dans le chapitre 2. Cette approche, innovante en biomécanique articulaire, s'appuie sur des critères et des informations validés dans l'étude des articulations de la hanche ou du genou.

La transposition et l'adaptation de cette approche au cas de l'ATM débouchent en fin de chapitre sur l'élaboration du protocole expérimental retenu pour cette étude. L'investigation de l'articulation naturelle, source de données complémentaires ou nouvelles caractérisant la liaison, fait l'objet des chapitres 3 à 5.

## Bibliographie 1

---

**[Allard, 96]**

Allard P. & Blanche JP., "Analyse du mouvement humain par la biomécanique", *Décarie*, Québec, 1996.

**[Caix, 91]**

Caix Ph. & Carles J., "L'articulation temporo-mandibulaire et son vrai-faux ménisque", Laboratoire d'Anatomie, *Faculté de Médecine*, Amiens, 1991.

**[Kapandji, 00]**

Kapandji IA., "Physiologie articulaire", *Maloine*, Paris, 2000.

**[Kénési, 85]**

Kénési C., "Biomécanique générale", *Cahier d'Enseignement SOFCOT*, **22**, 5-7, 1985.

**[Modschiedler, 89]**

Modschiedler T., "La place de la prothèse dans la chirurgie reconstructive de l'articulation temporo-mandibulaire", Sciences Médicales, *Université Bordeaux 2*, Bordeaux, 1989.

**[Morlier, 99]**

Morlier J., "Etude dynamique tridimensionnelle du saut à la perche", Mécanique, *Université Bordeaux 1*, Bordeaux, 1999.

**[Picq, 02]**

Picq P., "Au commencement était l'homme", *Editions Odile Jacob*, Paris, 2002.

**[Wilson, 93]**

Wilson D. & Reeder D., "Mammal species of the world, a taxonomic and geographic reference", *Smithsonian Institution Press*, Washington, 1993.





## Chapitre 2

---

# Organigramme d'étude Analyse de la valeur Eléments de conceptions de prothèses

*L'analyse de la valeur propose une démarche et des outils pour structurer la conception de produits. Ce chapitre présente la méthode et son application partielle à l'analyse de conceptions de prothèses (prothèses totales de hanche et de genoux).*

*L'élaboration de solutions constructives repose sur l'expérience, les pratiques industrielles et la connaissance de propriétés mécaniques et biologiques des matériaux.*

*La dimension fonctionnelle est ici largement privilégiée et participe à l'élaboration d'un organigramme d'étude de l'ATM.*



*Radiographie, prothèse totale de hanche.*

## 1 Genèse succincte de conceptions de prothèses

Si la connaissance des propriétés mécaniques et biologiques des matériaux progresse de façon continue, la conception de prothèses articulaires (élaboration de solutions constructives réalisant les liaisons) demeure empirique. Charnley<sup>1</sup> affirme pourtant dès 1960, "la nécessité d'intégrer pour l'élaboration, les connaissances fines de domaines variés" [Langlais, 93/1].

Des études mécaniques récentes étudient les actions transmises par l'articulation naturelle, la répartition des contraintes au sein de l'os [Loizeau, 94] [Simoès, 00] ... ou abordent la description de la cinématique de cette articulation. Ces éléments de caractérisation intégrés à une application de l'analyse de la valeur vont permettre de structurer une démarche rigoureuse de conception de nouvelles prothèses.

Ce chapitre prend appui sur les connaissances acquises dans les conceptions successives de prothèses de la hanche et du genou.

### 1.1 Prothèse de la hanche

L'arthroplastie<sup>2</sup> de la hanche (Figure 15) évolue depuis environ quarante ans. A long terme, l'encastrement initialement cimenté a révélé des risques de descellement (1960). De nombreuses tentatives de fixation sans ciment ont ensuite été suivies de douleurs persistantes dans la cuisse. L'implant en alliage de titane revêtu d'hydroxyapatite<sup>3</sup> semble maintenant résoudre cette difficulté (1980). Le groupe ARTRO<sup>4</sup> poursuit des travaux d'amélioration de l'interface os/implant en modifiant l'état de surface et le revêtement [Ragober, 89].

### 1.2 Prothèse du genou

La première prothèse du genou (1965) limitait la cinématique de l'articulation en n'autorisant que les mouvements de flexion et d'extension (charnière ou liaison pivot tibia/fémur). La prothèse totale suivante, à glissement (1975), approchait l'articulation naturelle. Initialement, elle générait des cas de descellement et de douleur qui ont ensuite été limités par la réduction de la résection osseuse<sup>5</sup> et/ou l'introduction de la prothèse unicompartmentale (Figure 16.1). Une nouvelle amélioration (1985) a été apportée par la conception et l'interposition d'un patin mobile (Figure 16.2) jouant le rôle de ménisque [Chassaing, 95] [Deltour, 97].

---

<sup>1</sup> Charnley : chirurgien orthopédique au Center for Hip Surgery of Wrightington, Angleterre.

<sup>2</sup> Arthroplastie : réfection opératoire d'une articulation altérée destinée à rétablir des mobilités satisfaisantes.

<sup>3</sup> Hydroxyapatite : phosphate de calcium -  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$  - composition chimique et structure cristallographique très proches de la fraction minérale du tissu osseux et de l'émail de la dent.

<sup>4</sup> ARTRO : groupe de sept chirurgiens lyonnais, structuré autour de la prothèse de hanche.

<sup>5</sup> Résection osseuse : suppression localisée de tissus osseux.

## 2 Analyse de la valeur en phase de conception de produit

L'analyse de la valeur est une méthode opérationnelle qui suscite et organise l'innovation.

### 2.1 Analyse de la valeur

Le jugement porté sur un produit par l'utilisateur peut s'exprimer par un rapport "satisfaction du besoin/dépense". La satisfaction du besoin résulte d'une observation objective (valeur d'usage) ou subjective (valeur d'estime).

Pour répondre au besoin de l'utilisateur, l'analyse de la valeur définit un ensemble de notions et met en œuvre des outils organisés afin de dégager une démarche de conception fonctionnelle et économique [NFX50-152, 90].

### 2.2 Produit, besoin et utilisateur

La conception/réalisation d'un produit industriel est motivée par la satisfaction d'un besoin de l'utilisateur (patients et praticiens dans le domaine de la biomécanique). Par le terme besoin, la norme signifie la nécessité ou le désir (avoué ou non, latent ou potentiel) exprimé par l'utilisateur [NFX50-150, 90].

### 2.3 Fonction et contrainte

L'utilisateur exploite des fonctions associées aux différentes actions qu'effectue le produit. Les fonctions de service correspondent aux services effectivement rendus par le produit pour répondre aux besoins de l'utilisateur ou traduisent des réactions, des adaptations au milieu extérieur. Le concepteur/réalisateur doit prendre en compte un ensemble de contraintes ou limitations à ses libertés de choix. Ces contraintes proviennent des technologies disponibles, du choix de l'entreprise, de l'environnement industriel ...

Les fonctions techniques du produit ou de l'un de ses constituants répondent au besoin du seul concepteur/réalisateur et peuvent être ignorées de l'utilisateur.

### 2.4 Analyse fonctionnelle et cahier des charges

L'analyse fonctionnelle est une démarche qui consiste à rechercher, caractériser, ordonner et hiérarchiser les fonctions du produit. Elle s'exploite en phase de création ou d'amélioration d'un produit et conduit à la rédaction d'un cahier des charges fonctionnel (CdCF). Ainsi sont exprimées des exigences de résultats (fonctions de service) afin d'approcher la satisfaction du besoin (valeur d'usage) [NFX50-151, 91].

L'ordonnement des fonctions de service permet une prise en compte stricte du besoin sans générer de contraintes excessives en phase de conception. Par contre, les fonctions techniques sous-tendent des solutions technologiques et s'avèrent quelque peu contrairement à la créativité. Elles ne sont, par suite, le plus souvent hiérarchisées que lors d'une évolution de conception de produit.

Le produit devient le résultat d'une démarche structurée (Figure 9). La conception est appréhendée selon deux voies complémentaires, fonctionnelle et matérielle [Aublin, 96].

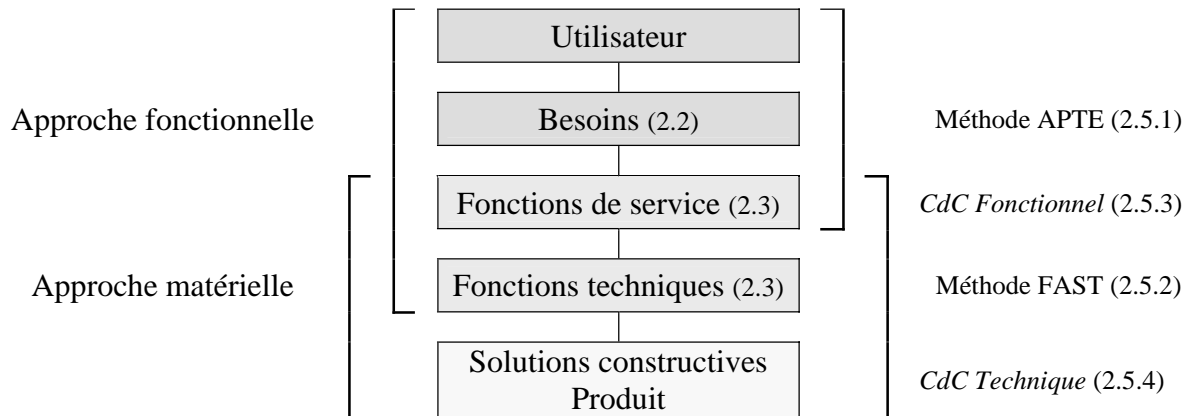


Figure 9 : Démarche de conception d'un produit industriel.

## 2.5 Outils de description et mise en œuvre

### 2.5.1 Application des techniques d'entreprise – Diagramme des interacteurs

La méthode APTE (APplication des Techniques d'Entreprise) permet de lister les fonctions de service correspondant à des phases identifiées du cycle de vie du produit (exploitation, maintenance, destruction ...) [Bocquet, 97]. Le produit interagit avec un environnement extérieur composé des éléments E1, E2, ... auquel il s'adapte (Figure 10).

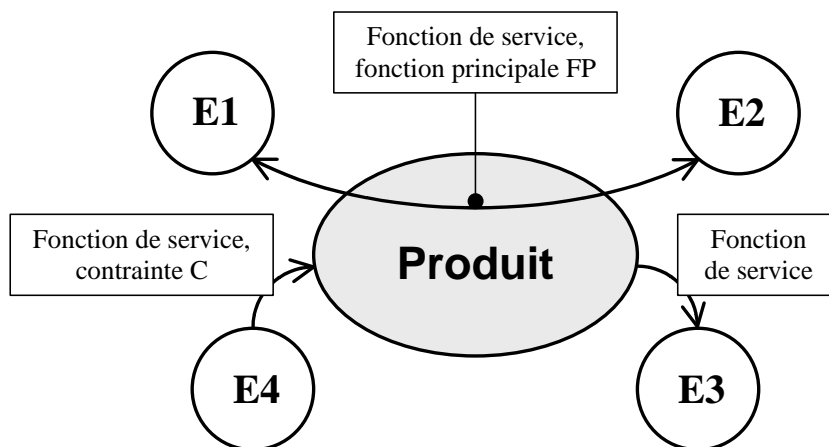


Figure 10 : Diagramme des interacteurs.

Dans le cas ci-dessus, le produit génère et/ou influence la relation entre les deux éléments, E1 et E2, de son environnement (fonction principale, FP). Le diagramme des interacteurs souligne également l'action du produit sur l'élément extérieur E3 et l'adaptation du produit à l'élément extérieur E4 (contrainte, C).

## 2.5.2 Function Analysis System Technic - Diagramme FAST

La méthode FAST (Function Analysis System Technic) permet de traduire l'enchaînement logique des fonctions de service et des fonctions techniques par un diagramme. Les fonctions techniques sont décomposées en fonctions élémentaires. Le diagramme peut être complété par des propositions de solutions constructives (Figure 11) [NFX50-153, 85].

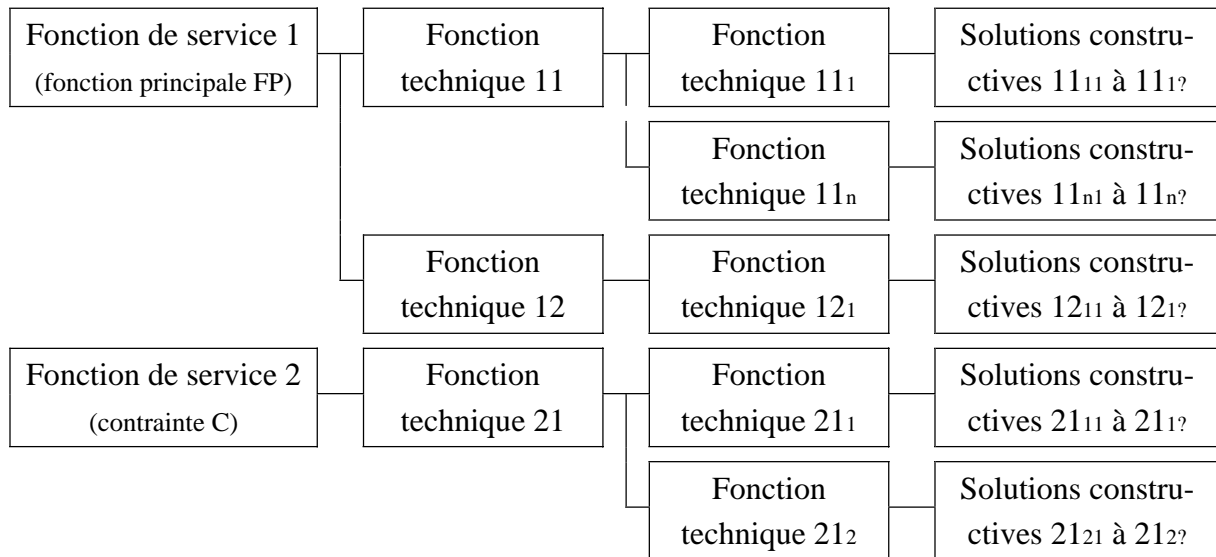


Figure 11 : Diagramme FAST pour l'analyse d'un produit.

## 2.5.3 Cahier des charges fonctionnel

Le cahier des charges fonctionnel (Figure 12) traduit le besoin du demandeur/utilisateur par l'ensemble des fonctions de service. Ce contrat avec le concepteur/réalisateur s'enrichit au fil du développement du produit. Le document final comporte des critères d'appréciation de la réalisation des fonctions et précise la flexibilité de ces critères et des niveaux d'acceptation.

## 2.5.4 Cahier des charges technique et solutions constructives

Les solutions constructives réalisent les fonctions techniques. Le concepteur/réalisateur élabore un cahier des charges technique (CdCT), document d'entrée du projet au bureau d'études [Jean, 96]. Ce document interne considère les règles de l'art (méthode analogique), les contextes industriel et économique. La méthode analogique semble fréquemment employée. Elle s'appuie sur des pratiques de dimensionnement, des outils de calcul, des modes de choix de matériaux, de cotation ... admis par la profession ou au sein de l'entreprise. La créativité doit être améliorée par une remise en cause raisonnable de ces habitudes et l'exploitation de technologies nouvelles (moyens de production, matériaux et traitements, ...).

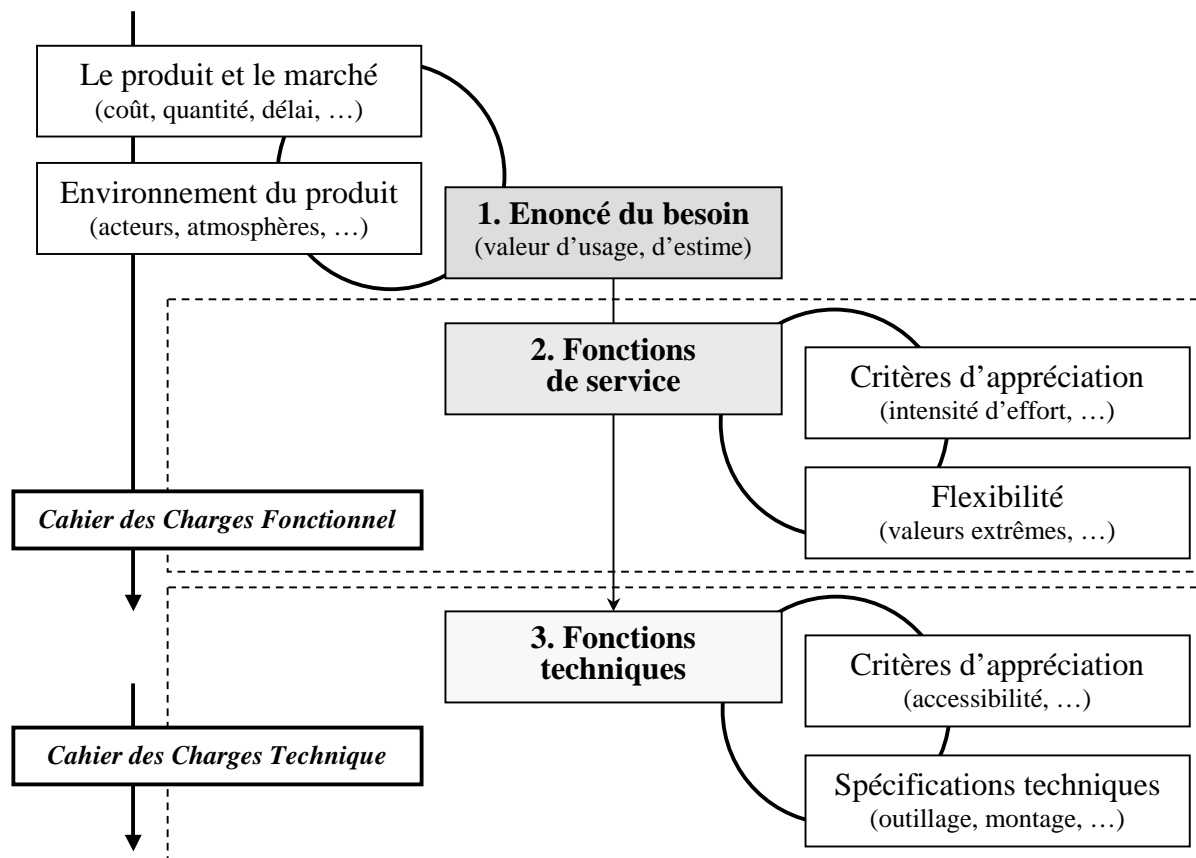


Figure 12 : Contenu des Cahiers des Charges Fonctionnel et Technique.

### 3 Application de l'analyse de la valeur à une conception de prothèse

L'objectif est ici de proposer une analyse critique d'une conception/réalisation de prothèse (prothèse totale<sup>1</sup> de la hanche, PTH ou du genou, PTG) par l'exploitation de l'analyse de la valeur. La dimension fonctionnelle est largement privilégiée.

#### 3.1 Méthode APTE - Cahier des Charges Fonctionnel

Trois séquences d'utilisation sont généralement observées pour appréhender l'environnement de la prothèse : l'implantation, l'exploitation et la maintenance [Teixido, 98].

L'implantation et la maintenance imposent une intervention chirurgicale. Les relations produit/environnement (Figure 13) sont listées pour permettre d'envisager le comportement de la prothèse au cours de l'intervention puis de l'exploitation.

<sup>1</sup> Prothèse totale : mise en place conjointe d'éléments de liaison sur les deux zones osseuses en présence après résections - os iliaque (cotyle de l'os coxal) et fémur (tête fémorale) ou fémur et tibia.

### **Eléments extérieurs et environnement**

- Patient (états physique et psychologique),
- Squelette : os, os iliaque, fémur, tibia,
- Tissus musculaires, ligaments, ...
- Chirurgien.

Deux utilisateurs apparaissent : le patient (implantation et exploitation) et le chirurgien (implantation et maintenance). Deux fonctions principales FP1 et FP2 se dégagent.

### **Fonctions principales et contraintes**

- FP1 : Réaliser l'articulation, hanche, genou,
- FP2 : Permettre l'implantation,
- C3 : Améliorer l'état général du patient,
- C4 : Résister aux sollicitations accidentelles.

La réalisation de la contrainte C3 sera évaluée à partir d'une observation objective (valeur d'usage) et subjective (valeur d'estime) ; celle de la contrainte C4 le sera à partir de critères objectifs (rupture ou non).

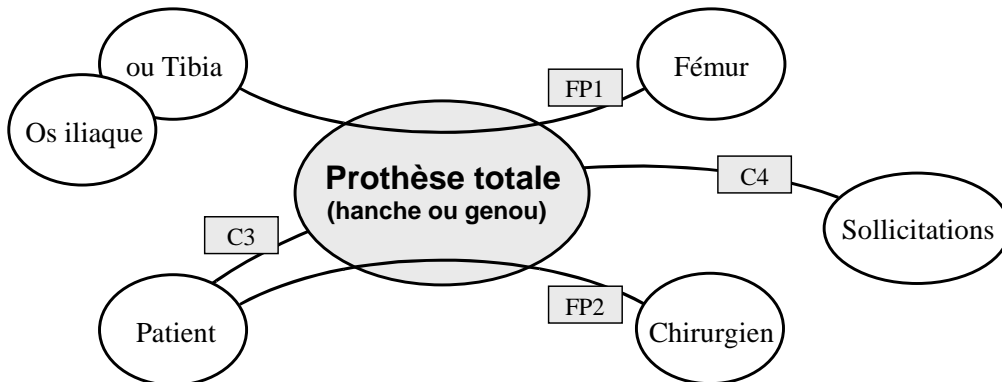


Figure 13 : Diagramme des interacteurs, séquences implantation et exploitation.

### 3.2 Méthode FAST - Cahier des Charges Fonctionnel

Le diagramme des interacteurs commenté exprime les besoins des utilisateurs et liste les fonctions de service. Le diagramme FAST présente ensuite l'enchaînement logique fonctions de service/fonctions techniques.

Ce diagramme (Figure 14) souligne le caractère pluridisciplinaire de la démarche et visualise, pour une conception de prothèse, trois domaines de compétences : mécanique et/ou technologie mécanique (FT11, FT12, FT21, FT22, ...), anatomie fonctionnelle (FT22, FT31, ...), matériaux de construction (FT33, FT34, ...).

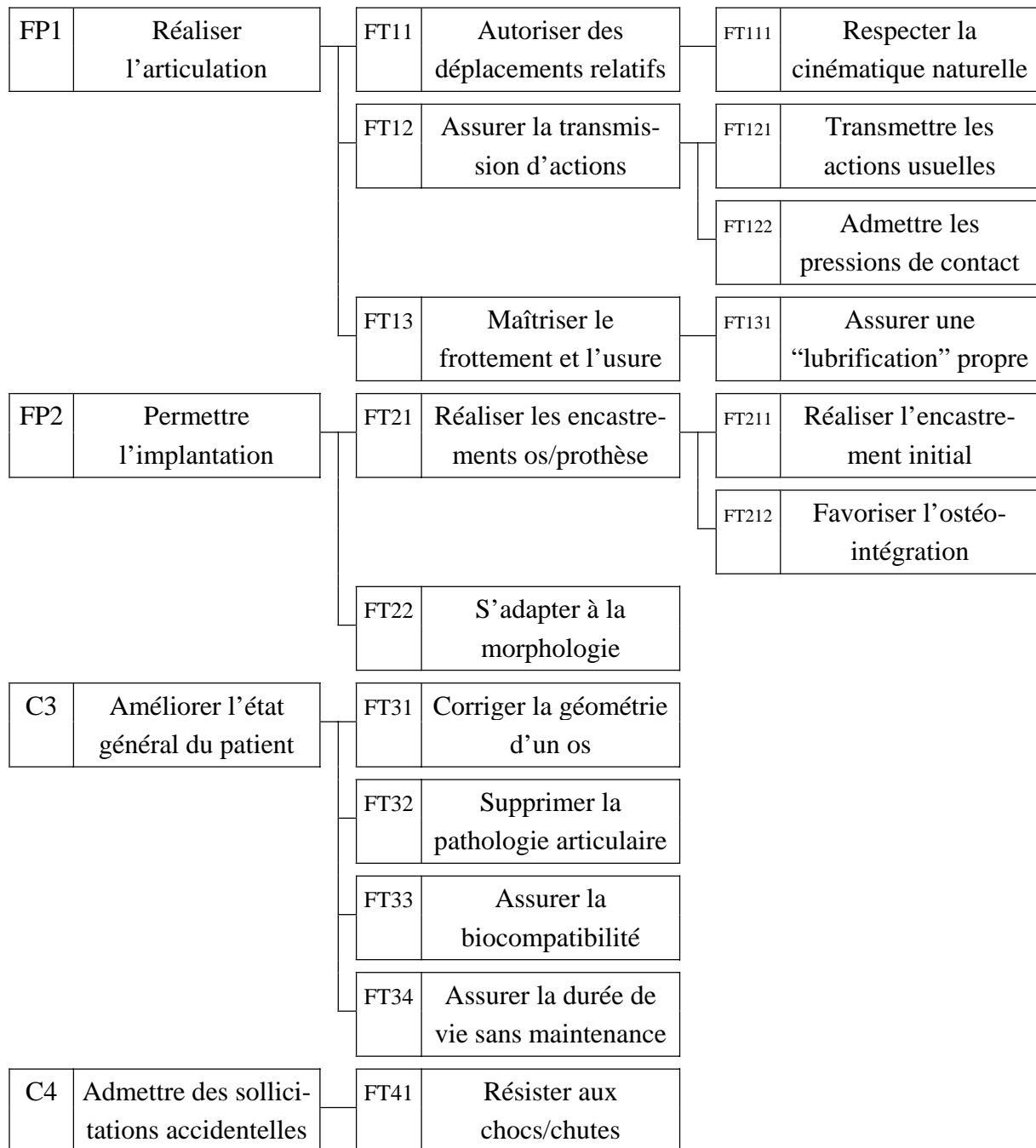


Figure 14 : Diagramme FAST d'analyse de la conception d'une prothèse.

### 3.3 Eléments de conceptions

Les résultats d'une arthroplastie reposent, à parts égales, sur le choix de la prothèse (plus de 400 modèles pour la PTH) et la maîtrise de la technique chirurgicale d'implantation associée (effet opérateur / FT31 ...). Sur le plan économique, le coût direct de l'implant semble secondaire et devoir être rapproché des coûts des épisodes opératoire et post-opératoire d'une part, des services rendus au patient d'autre part.



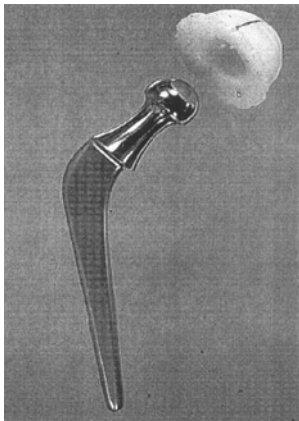
### 3.3.1 Prothèse totale de la hanche

La prothèse totale assure une liaison équivalente tige/cotyle (fémur/os iliaque) de type rotule (FT111). Elle remplace les deux surfaces de l'articulation coxo-fémorale et se compose :

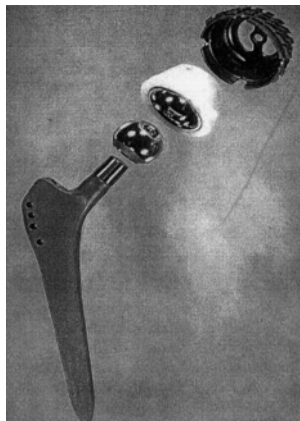
- d'une tige (côté fémur),
- d'une tête (tige et tête peuvent être issues d'un brut unique),
- d'un cotyle (côté bassin).

Les deux types de PTH les plus fréquemment implantées (Figure 15.1&2) se différencient par :

- les matériaux et traitements mis en oeuvre,
- les géométries et modularité de la structure,
- les modes de fixation (encastrement os/implant).



**1 – Charnley (1960)**  
version métal/PE,  
non modulaire, cimentée.



**2 – Alloclassic (1975)**  
version métal/métal,  
modulaire, non cimentée.



**3 – Univ. College London (1985)**  
version métal/céramique/PE,  
modulaire, vissée cimentée.

Figure 15 : Trois conceptions de prothèses totales de la hanche.

### 3.3.2 Prothèse totale de genou

La prothèse totale assure une liaison fémur/tibia dont la cinématique est “complexe” (FT111). Elle remplace les deux surfaces de l'articulation fémoro-tibiale et se compose :

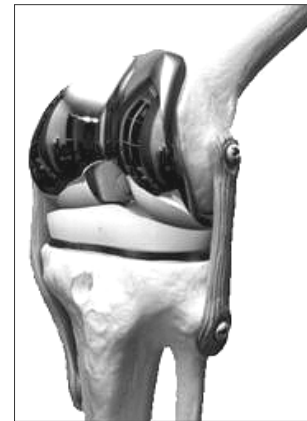
- d'une tête (côté fémur),
- d'un plateau (côté tibia),
- d'un patin mobile éventuel (interposé entre la tête et le plateau).

Les types de PTG les plus fréquemment implantées (Figure 16.2) se différencient par :

- les modes de fixation (encastrement os/implant),
- les mobilités du patin intermédiaire.



1 – Prothèse unicompartmentale (1975)  
version métal/métal,  
non modulaire.



2 – Prothèse à patin mobile (1985)  
version métal/céramique/PE,  
non modulaire, cimentée.

Figure 16 : Deux conceptions de prothèses du genou.

### 3.3.3 Matériaux mis en oeuvre

Les matériaux doivent être biocompatibles (FT33) et présenter des qualités de résistance à la corrosion et aux sollicitations mécaniques (Tableau 1). “Un matériau est dit biocompatible lorsque, mis en contact avec un milieu vivant, il n’engendre aucune réaction inflammatoire ou immunitaire, et ne peut pas être suspecté de pouvoir mutagène ou toxique” (Williams).

Les matériaux utilisés à l’interface implant/os sont classés en trois groupes à partir d’études histologiques<sup>1</sup> et biochimiques : matériaux biotolérés, bioinertes et matériaux biointeractifs [Richard, 02]. Trois familles sont exploitées : les métaux et alliages, les polymères et les céramiques<sup>2</sup>.

#### *Métaux et alliages métalliques*

Les métaux peuvent être des aciers inoxydables, des alliages chrome/cobalt et surtout actuellement des alliages de titane<sup>3</sup>. La mise en place in situ d’échantillons polis sur des rats permet d’évaluer la réaction inflammatoire occasionnée par les matériaux. Seuls le téflon et la céramique semblent mieux encore tolérés que le titane [Fraigneau, 99]. La formation d’un film protecteur (passivation, TiO<sub>2</sub>) confère au titane et à ses alliages, jusqu’aux environs de 700°C, une résistance à la corrosion excellente, supérieure à celle des aciers inoxydables [Masounave, 85/1] [Long, 98]. La tige fémorale des versions non cimentées de PTH est le plus souvent réalisée en alliage de titane (Tableau 1), retenu pour ses propriétés de biocompatibilité et un rapport résistance mécanique/masse volumique supérieur à celui des autres métaux.

<sup>1</sup> Histologie : étude microscopique de la structure tissulaire.

<sup>2</sup> Du grec *keramikos*, argile cuite : premier matériau fabriqué par l’Homme par la transformation de matières premières – terme qui englobe également les verres, ciments et bétons – exploitée aujourd’hui en technologie mécanique (outils de coupe), en électronique et électrotechnique (isolants) ...

<sup>3</sup> Titane : découverte en 1791 dans les sables de Cornouailles, mise en œuvre industrielle en 1948.

### Polyéthylènes

Les polyéthylènes UHMW<sup>1</sup> sont les principaux polymères exploités dans les applications orthopédiques [Trotignon, 90]. Ils possèdent une inertie chimique naturelle associée à des qualités frottantes exceptionnelles - facteur de frottement voisin de 0.2 pour une vitesse de glissement inférieure à 2 ms<sup>-1</sup> (FT131) et résistance à l'usure satisfaisante pour une pression de contact inférieure à 10 Nmm<sup>-2</sup> (FT122). Le module d'élasticité évoluerait de façon quasi-linéaire de 2.5 à 0.5 GPa lors d'une élévation de température de 0°C à 85°C [Masounave, 85/2]. A la température du corps humain, il se situe aux environs de 1 GPa (Tableau 1). La mise en œuvre par des moyens conventionnels (extrusion, injection, ...) présente des difficultés. Les pièces en PE UHMW sont moulées par compression ou frittage, voire obtenues par usinage.

### Céramiques

L'alumine (1970) et la zircone (1986) sont les deux céramiques retenues pour leurs propriétés tribologiques. La zircone offre de très faibles facteurs de frottement (FT13) ainsi qu'une bonne résistance à l'usure et à la corrosion [Ashby, 00]. Les propriétés mécaniques dépendent de la porosité. La présence de phase vitreuse peut réduire considérablement la ténacité [Masounave, 85/3]. Ces matériaux en développement continu apportent des possibilités nouvelles en conception. Les valeurs numériques des caractéristiques (données fournisseurs) montrent cependant des variations importantes pour des échantillons de compositions annoncées identiques (Tableau 1).

Désignation	Alliage de Titane Ti Al6 V4	PE UHMW	Alumine (Al2 O3)	Zircone (AmZirOX)
Masse volumique $\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	4.5/5.5	0.95/1	3.8/4	5/6
Module E (GPa)	190/210	0.5/2.5	300/400	200/250
Limite élast. Re 0,2 (MPa)	260/550	20/40	250/300	300/600
Rapport Re/ $\rho$ (MPa/kgm <sup>-3</sup> )	30/35	20/45	60/105	50/120
Dureté	175 (Brinell)	50 (Rockwell)	1600 (Vickers)	1500 (Vickers)
Dil. thermique (10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup> )	8.8/9.2	120/200	10/20	10/20
Temp. service max. (°C)	800	55/95	1600/1800	2000/4000

Tableau 1 : Caractéristiques moyennes acier allié au titane, polyéthylène et zircone (valeurs numériques extraites du catalogue Goodfellow<sup>2</sup> et du logiciel CES<sup>3</sup>).

<sup>1</sup> PE UHMW : Polyethylene Ultra High Molecular Weight (Polyéthylène à très haute masse molaire – 10<sup>4</sup> g/mol pour un PEbd, et jusqu'à 8.10<sup>6</sup> g/mol dans le cas d'un PE UHMW).

<sup>2</sup> <http://www.goodfellow.com/csp/active/gfMaterials.csp>

<sup>3</sup> Cambridge Engineering Selector : base de données matériaux et fournisseurs.

### *Couple de matériaux de frottement*

La difficulté à résoudre n'est plus liée à la valeur du facteur de frottement (inférieur à 0,1) mais aux conséquences de l'usure des matériaux [**Pluvinage, 05**].

Si le polyéthylène présente un module d'élasticité très faible (Tableau 1), le couple de matériaux de frottement métal/polyéthylène (1962) génère en revanche des débris d'usure qui induisent des réactions inflammatoires conduisant à une ostéolyse<sup>1</sup> et, par suite, des descellements aseptiques<sup>2</sup> [**Silver, 92**] [**ANAES, 01**]. Cette usure est réduite par l'emploi de couples alumine/alumine (1970) et, plus récemment, alumine/polyéthylène (1976) ou encore zirconium/polyéthylène (1980) (FT34).

### 3.3.4 Encastrement os/implant, interface biomatériau/tissu osseux

Le mode d'intégration de la prothèse à l'os (FT211) permet de dégager deux cas principaux :

- les prothèses complètement cimentées ou mécaniques (Figure 15.1) présentant une surface de contact implant/os lisse ou rugueuse (1960),
- les prothèses non cimentées ou biologiques (Figure 15.2), présentant une surface de contact implant/os rugueuse, avec ou sans revêtement d'hydroxyapatite (1975).

### *Encastrement os/implant*

Pour les prothèses cimentées, l'augmentation de l'indice de rugosité augmente les risques de descellement par abrasion du ciment. Le ciment à base de résine acrylique impose des règles de préparation et de mise en place (épaisseur du film) pour assurer ses propriétés mécaniques.

Les prothèses non cimentées doivent être rugueuses ou poreuses et permettre ainsi, par ostéointégration, une cicatrisation de l'os au contact de l'implant. Afin d'assurer une régénération osseuse satisfaisante dans les anfractuosités du revêtement, l'implant est recouvert d'hydroxyapatite ostéoconductrice [**Ragober, 89**]. Le groupe ARTRO (1985) a élaboré une PTH ("Titan-Corail") en titane revêtu basée sur ce principe. La pièce fémorale est ancrée par une adjonction de vis (fixation primaire). Sa géométrie permet une adaptation au fémur et assure une répartition du chargement.

### *Interface biomatériau/tissu osseux*

Le rapport de l'Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé<sup>3</sup> [**ANAES, 01**] souligne la nécessité de poursuivre des études visant à caractériser les propriétés mécaniques encore mal connues des os [**Benhamou, 96**].

Dans le cas des matériaux biotolérés, les cellules osseuses ne se développent pas au contact immédiat de l'implant [**Ragober, 89**]. Il apparaît une encapsulation fibreuse au contact et

---

<sup>1</sup> Ostéolyse : destruction progressive du tissu osseux.

<sup>2</sup> Aseptique : sans infection microbienne.

<sup>3</sup> Etablissement public administratif dont le rôle consiste à apporter une aide à la décision aux professionnels de la santé, aux établissements de soins et aux pouvoirs publics.

une ostéogénèse<sup>1</sup> à distance. Dans la liaison avec des matériaux bioinertes, l'ancrage exploite les irrégularités de surface et nécessite une rugosité élevée. La présence d'hydroxyapatite biointeractrice favorise l'intégration et assure une augmentation de la résistance mécanique de la liaison.

Le descellement du cotyle cimenté est essentiellement biologique, stimulé par les débris de polyéthylène [Pluvinage, 05]. Celui de la tige fémorale, d'origine mécanique, résulte de l'emploi mal maîtrisé des ciments (épaisseur de la couche, porosité, ...). Pour limiter ces causes d'échecs, les prothèses hybrides associent un composant acétabulaire<sup>2</sup> non cimenté et un composant fémoral cimenté [ANAES, 01].

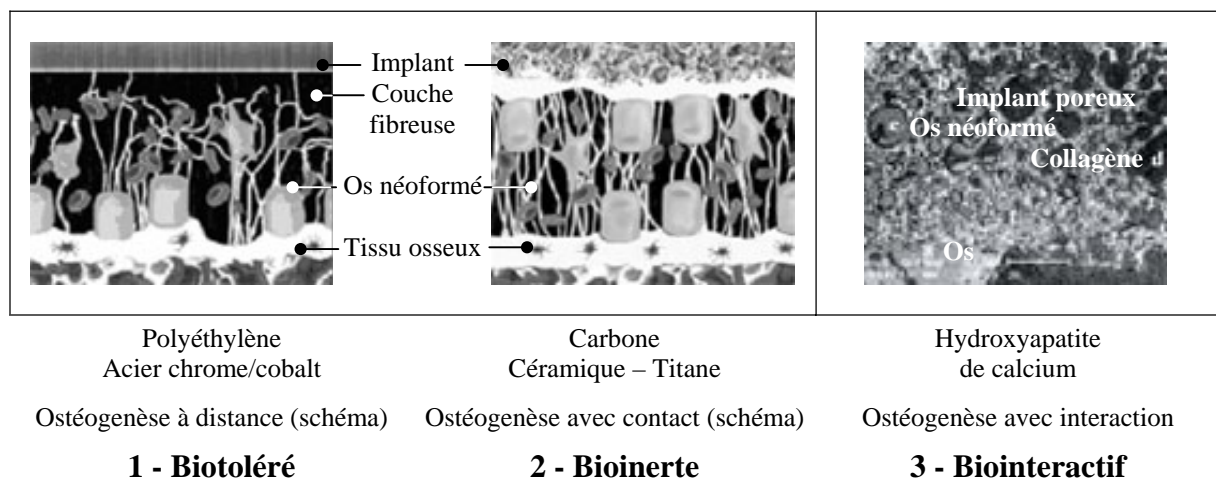


Figure 17 : Biocompatibilité, interface tissu osseux - matériau.

L'étude d'interfaces biomatériaux métalliques/ciment orthopédique (PMMA<sup>3</sup>) soumises à des micro-mouvements [Dupuis, 98] permet de penser que l'état de surface "satiné" de l'alliage Ti Al6 V4 réalise un compromis satisfaisant (Tableau 2). L'état de surface "poli", pour une usure inférieure, limite fortement la possibilité d'ancrage osseux.

Etat de surface initial de l'échantillon métallique	Echantillon de ciment orthopédique (PMMA)		
	Ti Al6 V4	Z2 CND 17 12 (316L)	chrome/cobalt
"Poli" Ra = 112 µm	25 µm	27 µm	48 µm
"Satiné" Ra = 136 µm	<b>33 µm</b>	50 µm	33 µm
"Corindonné" Ra = 261 µm	55 µm	143 µm	45µm

Tableau 2 : Profondeur d'usure de l'échantillon de PMMA après 5.10<sup>5</sup> cycles de frottement.

<sup>1</sup> Ostéogénèse : formation et développement, normaux ou pathologiques, du tissu osseux.

<sup>2</sup> Acétabulaire : du latin acetabulum, cavité cotyloïde ou cotyle.

<sup>3</sup> PMMA : polyméthacrylate de méthyle, chargé en sulfate de baryum pour visualisation en radiographie.

### 3.3.5 Modularité et adaptabilité de l'implant

Une prothèse modulaire comporte plusieurs segments qui forment un implant complet après assemblage. Un interrogatoire clinique permet de préjuger de la qualité de l'os et de l'activité physique du patient [ANAES, 01]. Cette appréciation, techniquement basée sur une étude radiographique, visualise l'architecture et grossièrement l'état osseux. Elle guide ensuite le chirurgien lors du choix de la prothèse [Delaunay, 01].

#### *Modularité de la PTH*

Pour la PTH (Figure 15.2), la modularité de la pièce fémorale (FT22) repose sur la liaison tige/tête. Elle permet d'exploiter au mieux les propriétés des matériaux en accouplant une tige métallique et une tête en céramique. Un modèle de tête peut être adapté à plusieurs tiges de géométries distinctes (FT31) (Figure 15.3). Plusieurs diamètres de tête sont disponibles. L'interchangeabilité du cotyle permet de disposer d'un insert métallique dont la géométrie et le mode de fixation primaire sont adaptés à l'os iliaque (Figure 15.2&3). Pour un patient âgé ou à tendance familiale ostéoporotique<sup>1</sup>, l'interposition d'interface en polyéthylène, souple et plus absorbant, est préférée.

Pour les prothèses hybrides (1980), la cupule non cimentée est initialement encastrée sur l'os iliaque (FT12) par auto-taraudage (Figure 15.2) ou adjonction de vis (Figure 15.3).

#### *Adaptabilité de la PTG*

Les ligaments du genou influencent la géométrie des composants de l'implant [Lewis, 87]. La PTG doit ne pas modifier les encombrements articulaires. Une analyse morphométrique des coupes destinées aux encastresments de la prothèse permet d'optimiser le dimensionnement des tiges et plateaux [Dupuis, 01].

### 3.4 Solutions constructives - Cahier des Charges Technique

Le cahier des charges technique traduit la structure de l'implant et les relations entre ses composants (Figure 18).



Figure 18 : Composants de prothèses de hanche et de genoux.

---

<sup>1</sup> Ostéoporose : raréfaction de la trame de l'os et agrandissement de l'espace médullaire qui se traduisent par des déformations osseuses ou des fractures.

Pour la PTH, le graphe de distribution des liaisons (Figure 19) fait ressortir une chaîne comportant trois à cinq liaisons en série dans le passage de l'os iliaque au fémur.

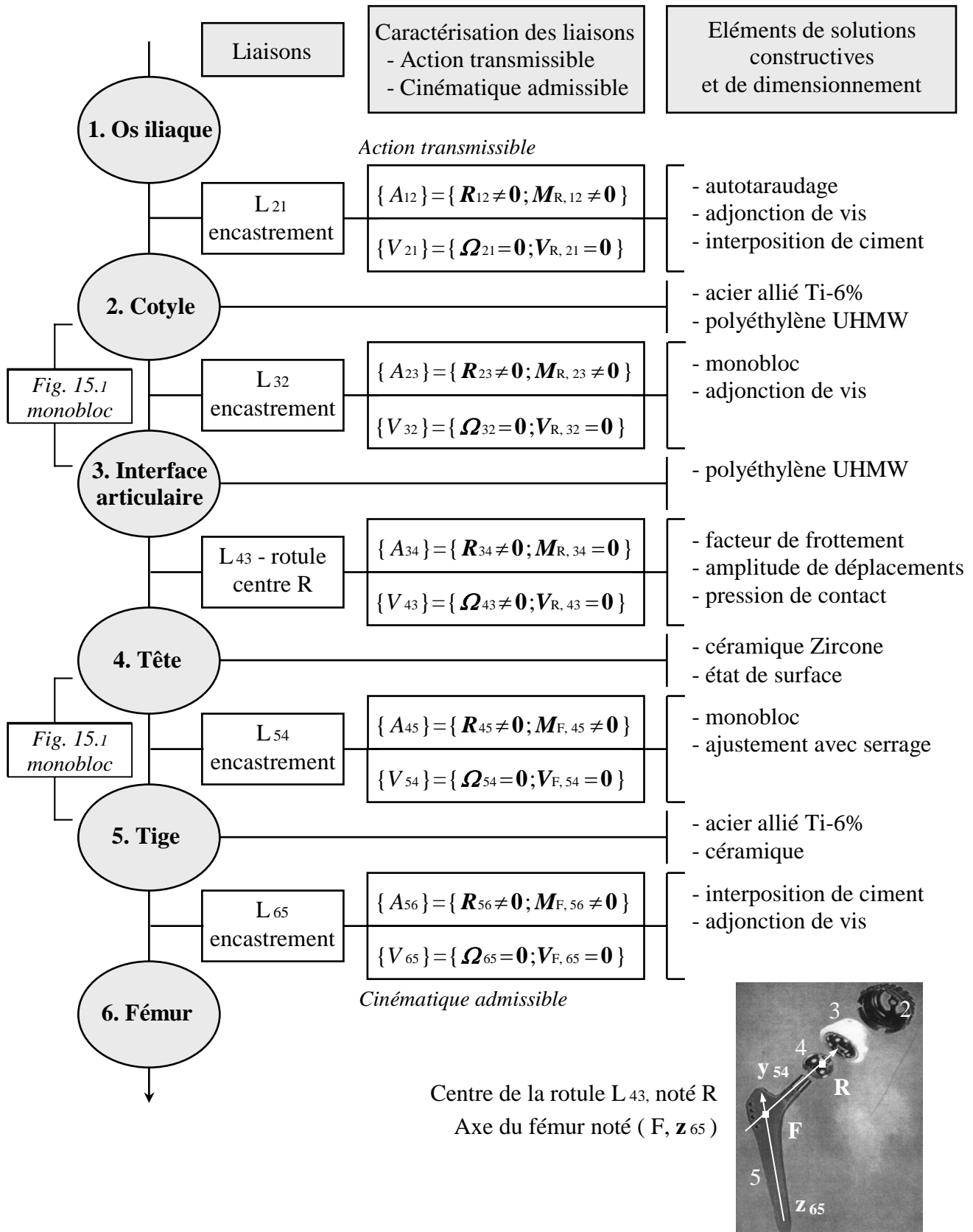


Figure 19 : Eléments du Cahier des Charges Technique.

### 3.5 Critères d'appréciation, niveaux d'acceptation et flexibilité

Cette étape d'élaboration de critères qualitatifs et quantitatifs (Figure 20) est déterminante pour apprécier le fonctionnement global de la prothèse et, par suite, la satisfaction des besoins des utilisateurs (patient et chirurgien).

Fonctions	Critères d'appréciation	Niveaux d'acceptation/flexibilité
FP1	Amplitudes des déplacements relatifs (FT111) Actions transmissibles (FT121) Pression de contact (FT122) Lubrification/contact sec (FT131) Etat des surfaces de frottement (FT13)	Amplitudes naturelles  Pression admissible  Facteur de frottement
FP2	Mise et maintien en position initiale (FT211) Etat des surfaces d'encastrement (FT212) Technicité, adaptabilité	
C3	Gamme de produit et modularité (FT31) Réglage position relative (FT31) Suppression zone osseuse (FT32) Matériau (FT33) Durée de vie de la prothèse (FT34)	Supérieure à 15/20 ans
C4	Résistance, fiabilité, autonomie (FT41) Maintenance préventive par suivi radiographique	Phénomènes prédictifs : géodes <sup>1</sup> et ostéolyse

Figure 20 : Critères d'appréciation, niveaux d'acceptation.

### 3.6 Intérêt de l'analyse de la valeur

L'approche analogique et empirique, employée en conception et fabrication de prothèses, s'appuie sur des pratiques, des outils, des modes de choix ... propres aux secteurs médical et industriel concernés.

#### *Approche qualitative*

Des prothèses totales de hanche et de genou quasi abouties et implantées sont observées et décrites dans ce chapitre. En exploitant cette "base de données" et en structurant une

<sup>1</sup> Géode : cavité pathologique creusée dans un tissu (tissu osseux ici).



démarche fonctionnelle, l'analyse de la valeur peut conduire vers des propositions plus créatives mettant en œuvre des technologies en évolution continue (matériaux, traitements, production ...) ou des schémas de principe innovants. Cette démarche sera transposable lors d'une conception de prothèse d'ATM.

#### *Approche quantitative*

Envisager une reconstruction de la liaison naturelle impose tout d'abord de caractériser et, ensuite, progressivement de modéliser l'articulation. De l'observation des phénomènes physiques mis en jeu (géométrie, comportement aux contacts, ...) découlent des perspectives d'analyses expérimentales.

Ces manipulations fournissent un ensemble de résultats, critères d'appréciation et niveaux d'acceptation, qui constituent les données d'entrée lors de l'ébauche du modèle initial. L'exploitation de ce modèle par simulation et l'évaluation de sa robustesse permettront de l'affiner, de le durcir et de le valider.

## **4 Organigramme d'étude de l'Articulation Temporo-Mandibulaire**

Par suite, l'ensemble des outils mis en œuvre (graphes et cahiers des charges) dégage les axes de recherche d'informations dans la caractérisation de l'articulation temporo-mandibulaire. Dans une approche "théorie des mécanismes", l'ATM est assimilée à une liaison mécanique entre deux corps solides indéformables. Le terme liaison désigne le modèle cinématique de la solution technique qui établit le "contact" entre les deux éléments. Par sa nature (ponctuel, linéique ou surfacique) et sa géométrie (surface), ce contact autorise partiellement les six mouvements relatifs possibles. La relation entre degrés de liberté (mobilité) et actions transmissibles conduit à une triple caractérisation de la liaison naturelle qui exploite les résultats de trois types de relevés expérimentaux :

- dissection de cadavres<sup>1</sup> pour l'étude de l'anatomie fonctionnelle et de la géométrie,
- analyse vidéo tridimensionnelle<sup>2</sup> pour l'étude cinématique,
- électromyographie<sup>3</sup> et IRM<sup>4</sup> pour l'étude des actions mécaniques.

### **4.1 Dissection de cadavres**

Le protocole (Figure 21) s'appuie sur des dissections de cadavres frais qui permettent d'observer les zones de liaison (nature du contact) et les "points" d'ancrage des muscles (Chapitre 3). La détermination expérimentale des directions des actions musculaires est effectuée par relevés photographiques et calcul.

---

<sup>1</sup> Dissections réalisées au Laboratoire d'Anatomie Médico-Chirurgicale Appliquée de l'Université Bordeaux 2.

<sup>2</sup> Analyse vidéo tridimensionnelle réalisée au Laboratoire de Mécanique Physique de l'Université Bordeaux 1.

<sup>3</sup> Relevés électromyographiques: réalisés au Laboratoire de Physiologie de l'Université Bordeaux 2.

<sup>4</sup> Enregistrements IRM réalisés au Centre Hospitalier Universitaire de Bordeaux.

## 4.2 Analyse vidéo tridimensionnelle

Le protocole (Figure 21) exploite les techniques de l'analyse vidéo tridimensionnelle pour décrire la cinématique globale de la mandibule en l'absence de chargement (Chapitre 4). Les déplacements d'un point de la mandibule ou du centre de l'articulation sont ensuite obtenus par calcul.

## 4.3 Electromyographie et IRM

Le protocole (Figure 21) exploite les données de relevés d'électromyographies et de l'IRM pour évaluer les actions des muscles élévateurs sous chargement (Chapitre 5). Les actions aux contacts articulaires sont déterminées par calcul.

## 4.4 Protocole expérimental

L'organigramme ci-dessous (Figure 21) coordonne et traduit les relations entre les trois types de relevés expérimentaux [Mesnard, 02/1]. Il est partiellement représenté, explicité et critiqué dans les chapitres trois à cinq.

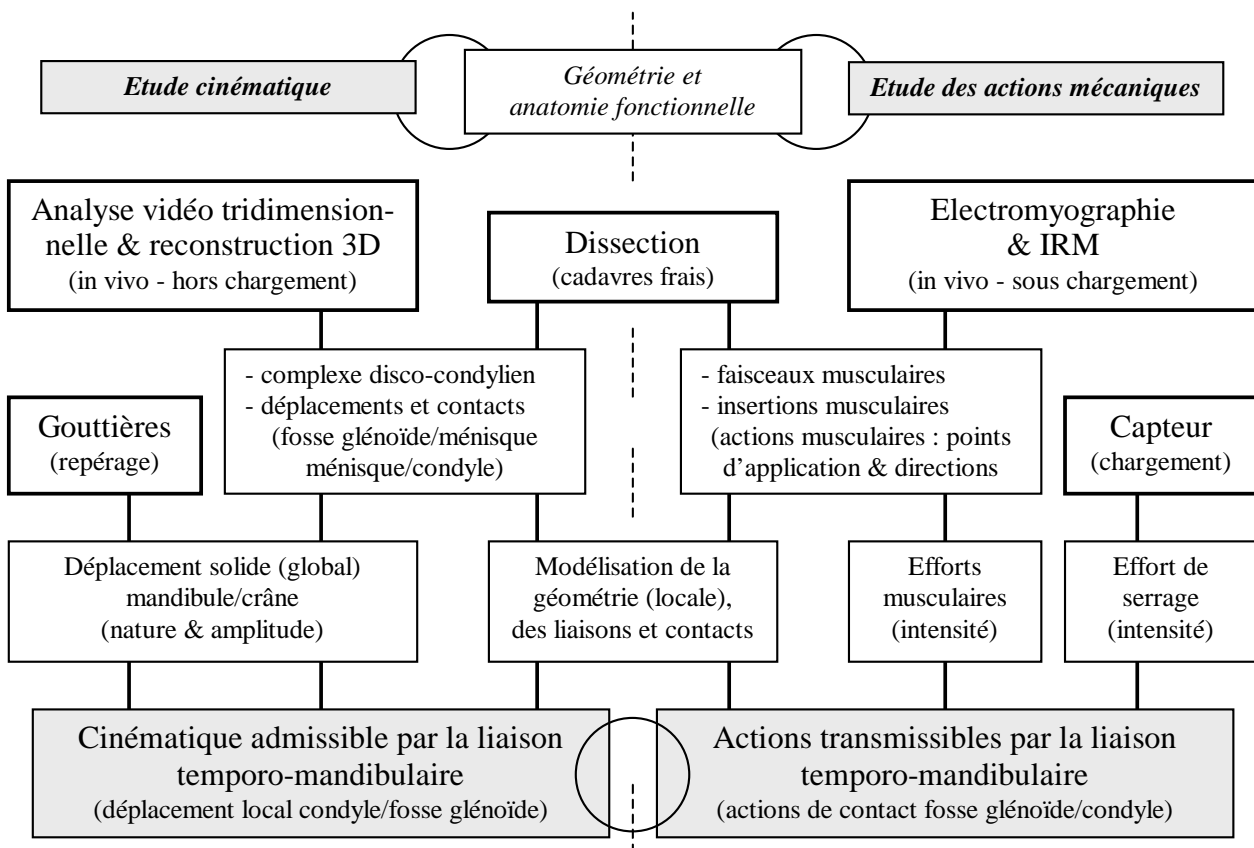


Figure 21 : Protocole expérimental, trois sources d'informations.

## Bibliographie 2

---

**[ANAES, 01]**

ANAES, "Prothèses totales de la hanche : évaluation du choix de la prothèse et des techniques opératoires", *Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé*, 2001.

**[Ashby, 00]**

Ashby MF., "Utilisation des sources de données", in "Choix des matériaux en conception mécanique", *Dunod*, Paris, 2000.

**[Aublin, 96]**

Aublin M., Cahuzac R., Ferraz J. & Vernhères G., "Construction Mécanique", *Dunod*, Paris, 1996.

**[Benhamou, 96]**

Benhamou CL., Lespessailles E. & Royant V., "Bone structure and mechanical resistance of bone tissue", *Presse Médicale*, **25**, 6, 249-254, 1996.

**[Bocquet, 97]**

Bocquet JC., "Méthodologies de conception", in "Conception en mécanique industrielle", *Dunod*, Paris, 1997.

**[Chassaing, 95]**

Chassaing V., "Prothèses du genou", *Le Généraliste*, **1595**, 10-19, 1995.

**[Delaunay, 01]**

Delaunay C., "Prothèses totales de hanche, le choix des surfaces articulaires est individuel", *Quotidien du médecin*, **7003**, 4-6, 2001.

**[Deltour, 97]**

Deltour F. & Ceccaldi JP., "Unicompartmental knee replacement", *Cahier d'Enseignement SOFCOT*, **61**, 79-99, 1997.

**[Dupuis, 98]**

Dupuis R., Diop A. & Lavaste F., "Etude de l'interface biomatériaux métalliques/ciment orthopédique sous micro-mouvements", *Actualités en biomatériaux*, **4**, 361-369, 1998.

**[Dupuis, 01]**

Dupuis R., Skalli W. & Lavaste F., "Morphological study of the knee for designing total knee prostheses", *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*, **11**, 4, 225-229, 2001.

**[Fraigneau, 99]**

Fraigneau A., "La coulée du titane en prothèse dentaire", *Odontologie, Université Bordeaux 2*, Bordeaux, 1999.

**[Jean, 96]**

Jean A., "Cahier des charges (fonctionnel & technique)", in "Conception en mécanique industrielle", *Dunod*, Paris, 1996.

**[Langlais, 93/1]**

Langlais F. & Delagoutte JP., "Prothèses articulaires", *Cahier d'enseignement de la SOFCOT*, Paris, 1993.

**[Lewis, 87]**

Lewis JL. & Lew WD., "Bioengineering of total joint replacement", in "Handbook of bioengineering", *McGraw-Hill*, New York, 1987.

**[Loizeau, 94]**

Loizeau J., "Optimisation du comportement mécanique du fémur humain", *Biomécanique, ENSAM*, Paris, 1994.

**[Long, 98]**

Long M. & Rack HJ., "Titanium alloys in total joint replacement, a materials science perspective", *Biomaterials*, **19**, 1621-1639, 1998.

**[Masounave, 85/3]**

Masounave J., Dorlot JM. & Baïlon JP., "Céramiques", in "Des matériaux". *Ecole Polytechnique*, Montréal, 1985.

**[Masounave, 85/2]**

Masounave J., Dorlot JM. & Baïlon JP., "Matières plastiques", in "Des matériaux", *Ecole Polytechnique*, Montréal, 1985.

**[Masounave, 85/1]**

Masounave J., Dorlot JM. & Baïlon JP., "Métaux et alliages non ferreux", in "Des matériaux", *Ecole Polytechnique*, Montréal, 1985.

**[Mesnard, 02/1]**

Mesnard M., Ballu A. & Cid M., "Mechanical modelling, step and protocol for the temporo-mandibular joint", *Archives of Physiology and Biochemistry*, **110**, 53, 2002.

**[NFX50-150, 90]**

NFX50-150, "Analyse de la valeur - Analyse fonctionnelle", *AFNOR*, 1990.

**[NFX50-151, 91]**

NFX50-151, "Expression fonctionnelle du besoin - Cahier des charges fonctionnel", *AFNOR*, 1991.

**[NFX50-152, 90]**

NFX50-152, "Analyse de la valeur - Caractéristiques fondamentales", *AFNOR*, 1990.

**[NFX50-153, 85]**

NFX50-153, "Analyse de la valeur - Recommandations pour la mise en oeuvre", *AFNOR*, 1985.

**[Pluvinage, 05]**

Pluvinage G., Hamza S., Azari Z. & Gilgert J., "Comportement à la fatigue cyclique de disques en biocéramiques sollicités en compression diamétrale", *Mécanique & Industries*, **6**, 145-154, 2005.

**[Ragoober, 89]**

Ragoober S., "Comportement à court et moyen terme de prothèses fémorales non cimentées", Sciences Médicales, *Université Bordeaux 2*, Bordeaux, 1989.

**[Richard, 02]**

Richard C., "Corrosion et anticorrosion dans le domaine biomédical, cas des prothèses articulaires et dentaires", *Thémacor*, Anglet, 2002.

**[Silver, 92]**

Silver FH., "Replacement of skeletal tissues", in "Biomaterials, Medical Devices and Tissue Engineering", *Chapman & Hall*, New York, 1992.

**[Simoes, 00]**

Simoes JA., Vaz MA., Blatcher S. & Taylor M., "Influence of head constraint and muscle forces on the strain distribution within the intact femur", *Medical Engineering & Physics*, **22**, 453-459, 2000.

**[Teixido, 98]**

Teixido C., "Analyse fonctionnelle", in "Conception en mécanique industrielle", *Dunod*, Paris, 1998.

**[Trotignon, 90]**

Trotignon JP., Verdu J., Dobracginsky A. & Piperaud M., "Matières plastiques", *AFNOR Nathan*, Paris, 1990.



## Chapitre 3

---

# Articulation Temporo-Mandibulaire

## Anatomie descriptive et fonctionnelle

### Dissection

*L'anatomie du corps humain est abordée ici sous les angles descriptif et fonctionnel. Une analyse descendante présente les systèmes essentiels dans cette étude : l'appareil locomoteur met en relation les systèmes squelettique, musculaire et nerveux.*

*A un niveau plus local, une articulation implique des os, des muscles, des ligaments ... La dissection visualise les insertions musculaires et le déplacement du contact articulaire : une ATM très complexe.*



*Traité complet d'anatomie, Marc-Jean Bourguery, Paris, 1867.*

## 1 Anatomie et physiologie

L'anatomie fonctionnelle<sup>1</sup> permet une approche clinique<sup>2</sup> du corps humain. Elle impose de maîtriser des notions d'anatomie morphologique (topologie et description des organes) pour comprendre les relations qui existent entre forme et fonction, géométrie et mécanique, fonctionnement et pathologie [Caix, 00/1].

La physiologie<sup>3</sup> s'intéresse au fonctionnement intégré des organes (ou tissus) regroupés en systèmes fonctionnels ou appareils. Le fonctionnement coordonné des systèmes du corps humain donne donc à tout isolement d'une fonction un caractère artificiel qui peut cependant faciliter l'étude.

L'appareil locomoteur implique le squelette, le système musculaire et le système nerveux. Aborder l'étude d'une articulation (d'un mouvement) nécessite des notions de phylogenèse, de physiologie et de biomécanique articulaire [Allard, 96]. Seuls sont introduits ici les éléments directement utiles à l'étude.

## 2 Articulation, appareil locomoteur

L'appareil locomoteur regroupe le système axial et le système appendiculaire. Le système axial comprend la tête (crâne et face), le rachis et le tronc (thorax, abdomen et pelvis). Le système appendiculaire est formé des appendices thoraciques (membres supérieurs) et pelviens (membres inférieurs).

### 2.1 Squelette

Le squelette soutient le corps et protège les organes (Figure 22). Une partie des trois cent cinquante os du bébé se soude au cours de la croissance. À l'âge adulte, le squelette reste composé de deux cents six os (la moitié environ pour les pieds et les mains).

#### 2.1.1 Os, tissu osseux

Une classification (Figure 22) basée sur la géométrie globale de l'os permet de distinguer : l'os court (phalange), l'os long (humérus), l'os plat (omoplate), l'os irrégulier (vertèbre).

---

<sup>1</sup> Anatomie fonctionnelle : étude des organes, de leurs relations et regroupements en systèmes dans l'organisme.

<sup>2</sup> Observation clinique : observation directe du patient, étude de symptômes, diagnostic ...

<sup>3</sup> Physiologie : étude des fonctions normales et indispensables à la vie d'un organe, d'un tissu ... "L'anatomiste étudie les structures sur un organisme mort. Le physiologiste étudie comment et pourquoi ces structures fonctionnent chez l'organisme vivant." Knut Schmidt-Nielsen, physiologiste anglais.





Figure 22 : Squelette, classification des os.

L'os long (Figure 23) comporte trois zones essentielles : l'os cortical (diaphyse), une enveloppe externe ou périoste, et l'os trabéculaire (épiphyse). L'os cortical possède une structure dense qui permet les insertions musculaires par l'intermédiaire de tendons<sup>1</sup>. Il assure essentiellement une fonction de soutien. L'os trabéculaire (spongieux), à faible masse volumique, présente un réseau de travées de dimensions et géométries très variables, séparées par une moelle vascularisée.

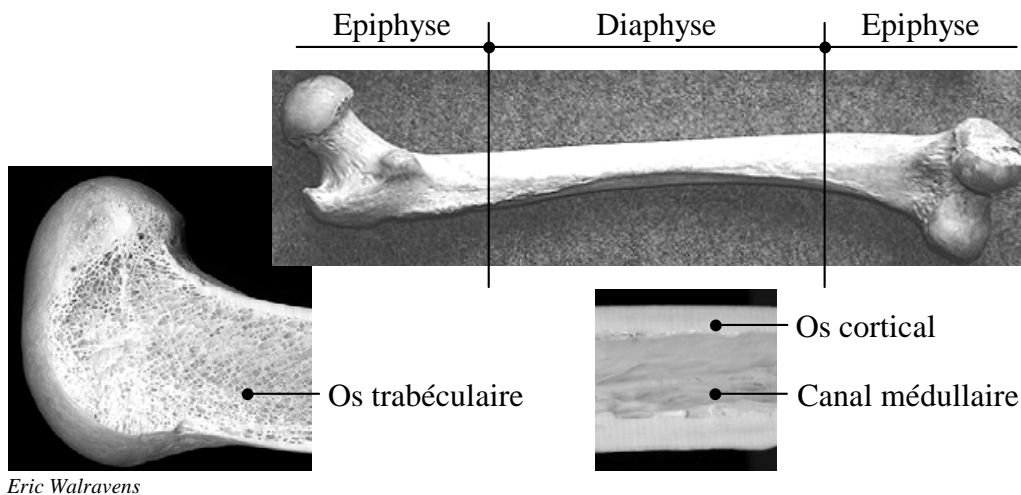


Figure 23 : Structure de l'os long, fémur humain adulte.

Le tissu osseux (cortical ou trabéculaire) peut être assimilé à un matériau composite, hétérogène et anisotrope. Sur la matrice organique (70%) essentiellement composée de fibres de collagène<sup>2</sup> sont fixés des cristaux minéraux d'hydroxyapatite (30%). Le module d'Young des fibres très élastiques de collagène se situe autour de 1.25 GPa. Il peut atteindre 165 GPa pour l'hydroxyapatite [Cowin, 83] [Gibson, 97]. Ces valeurs indicatives liées à l'âge, à l'état

<sup>1</sup> Tendon : tissu conjonctif (de liaison), partie terminale du muscle qui permet son insertion sur l'os.

<sup>2</sup> Collagène : protéine du corps humain, constituant de l'os, du cartilage, du tissu conjonctif (ligament).

de santé et au régime alimentaire (rapport calcium/phosphore) influencent les comportements mécaniques de l'os cortical et spongieux (Tableau 3) [Bloch, 93] [Bonnel, 93].

	Limite de rupture en compression	Module d'élasticité
Os cortical	150 MPa	18 à 20.10 <sup>3</sup> MPa
Os trabéculaire	1 à 7 MPa	70 à 80 MPa

Tableau 3 : Propriétés mécaniques de l'os mandibulaire (valeurs numériques SOFCOT<sup>1</sup>).

### 2.1.2 Tissu cartilagineux

Un premier type de cartilage très élastique existe au niveau des oreilles ou du nez. Un second type, fibreux et déformable constitue les ménisques et les disques intervertébraux. Enfin, le cartilage hyalin, bleuâtre, recouvre les surfaces articulaires (Figure 24). Élastique et résistant à des pressions élevées, il est dépourvu de nerf, très peu vascularisé et nourri par le liquide synovial [Woo, 82].

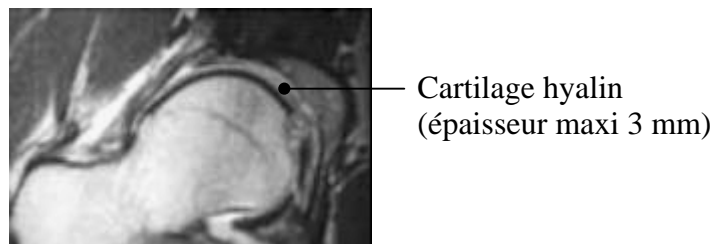


Figure 24 : Cartilage hyalin, coupe frontale IRM de fémur adulte.

### 2.1.3 Crâne, colonne vertébrale

Le crâne est formé de vingt six os. Chez le nouveau-né, ces os sont reliés par des membranes cartilagineuses flexibles (fontanelles) [Caix, 00/2]. Ces membranes s'ossifient ensuite (ossification enchondrale<sup>2</sup>) et évoluent vers des sutures rigides visibles sur le crâne adulte. Les os du crâne forment une enceinte résistante qui protège le cerveau et les organes sensoriels. Cette enceinte quasi-indéformable à l'âge adulte est assimilée à un solide unique dans l'étude cinématique du chapitre 4.

Le crâne est relié à la colonne vertébrale (Figure 25). Cette colonne, composée de trente-trois vertèbres de formes irrégulières (semi-séparées ou soudées), constitue la poutre centrale du corps sur laquelle viennent s'attacher d'autres os. Chaque vertèbre possède une géométrie propre, liée à sa fonction et à son emplacement (protection des poumons et mobilité des côtes pour les vertèbres dorsales, protection de la partie inférieure du tube digestif pour les

<sup>1</sup> SOFCOT : Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique, composée de Docteurs en médecine justifiant de la qualification de chirurgien et d'une compétence en orthopédie.

<sup>2</sup> Ossification enchondrale : transforme en tissu osseux le cartilage de croissance présent chez l'enfant.

vertèbres semi-mobiles du coccyx). Les deux premières vertèbres cervicales, atlas et axis (Figure 25), supportent la tête et autorisent ses mobilités par rapport au tronc [Caix, 91].

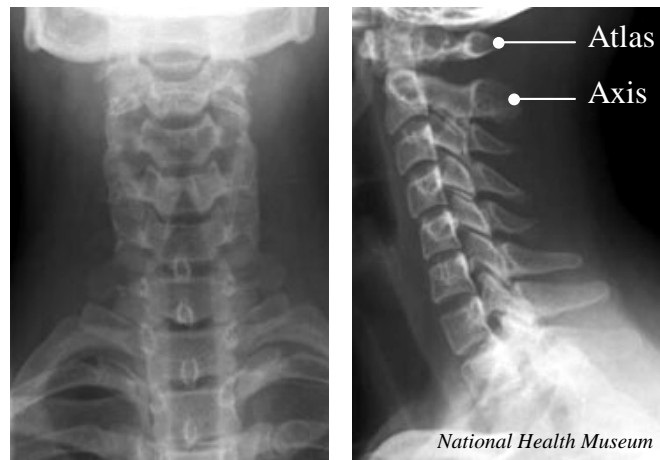


Figure 25 : Colonne vertébrale (adulte), atlas et axis.

La moelle épinière, voie nerveuse principale, descend dans le canal rachidien de la colonne vertébrale qui l'enferme et la protège.

## 2.2 Système musculaire

Le corps humain comporte environ six cents muscles squelettiques (muscles striés) ou lisses (Figure 26). Les muscles squelettiques permettent, par exemple, de bouger la main, courir ou fermer les yeux. En se contractant et se décontractant, ils assurent l'animation, le déplacement ou le maintien du corps en position [Dumoulin, 84] [Mc Mahon, 84]. Les muscles lisses, qui ne présentent pas de stries, sont présents dans la paroi du tube digestif, de la vessie, des artères ... Le muscle cardiaque est simultanément squelettique et lisse.

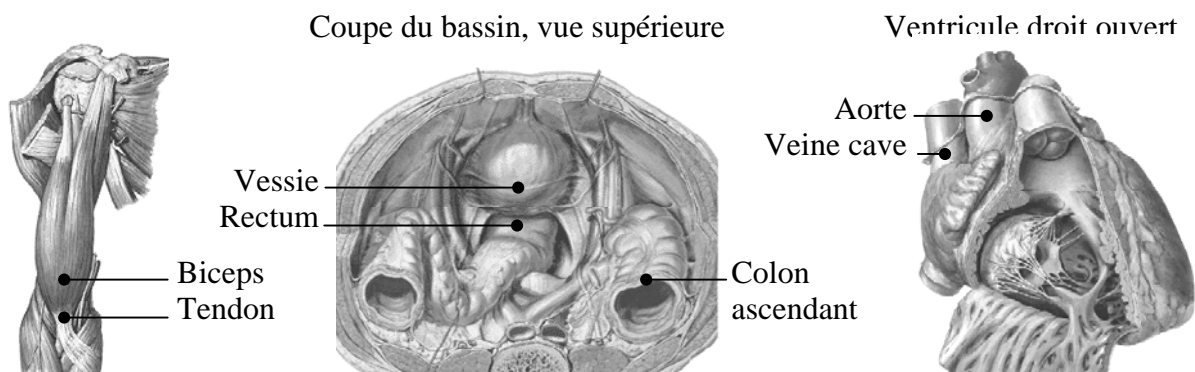


Figure 26 : Muscle strié, muscles lisses et muscle cardiaque.

### 2.2.1 Tissu musculaire squelettique

Les muscles squelettiques interviennent dans les mouvements volontaires ou de réflexe. Au cours de la contraction le muscle se raccourcit (30 à 40 %). Cette traction est effectuée par les

fibres et fibrilles du muscle. Le muscle squelettique est composé de fibres longues de plusieurs centimètres, de forme cylindrique, assemblées par un tissu de soutien (Figure 27). Ces fibres sont constituées de nombreuses sous-unités cylindriques appelées fibrilles. Ce sont elles qui, en fait, se contractent. Les fibrilles sont composées de deux sortes de protéines : l'actine et la myosine. Ces protéines ont la forme de longs filaments (Figure 28).

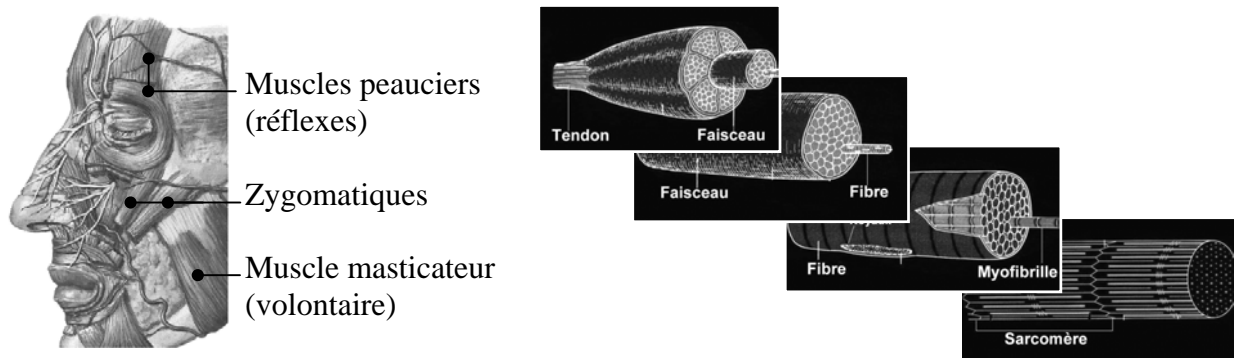


Figure 27 : Muscles squelettiques, faisceau, fibre, myofibrille et sarcomère.

Par un processus de création et de rupture des liaisons entre les filaments d'actine et de myosine, les filaments glissent les uns par rapport aux autres et la longueur du muscle évolue.

### 2.2.2 Contraction musculaire

La théorie (dite des "filaments glissants") qui prévaut pour expliquer le mécanisme de la contraction musculaire a été validée par microscopie électronique [Huxley, 57] [Gordon, 66]. Le recouvrement au repos des fibres d'actine (filaments fins) et de myosine (filaments épais) renseigne sur la capacité de la fibre musculaire à produire un effort (Figure 28).

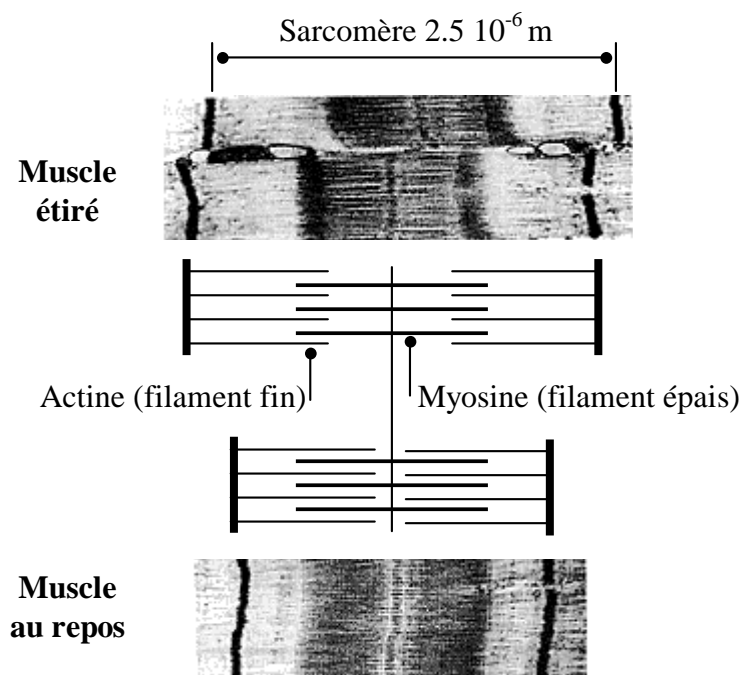


Figure 28 : Muscle strié étiré et au repos.

Une relation de proportionnalité entre le taux de recouvrement et l'intensité de cet effort a pu être mise en évidence en condition isométrique<sup>1</sup>. Le glissement résulte d'une réaction chimique entre les fibres de myosine et certains points des filaments d'actine. Cette réaction génère une traction sur les filaments fins. Il y a (ou non) raccourcissement du muscle selon l'action extérieure qui lui est appliquée.

La contraction musculaire isotonique<sup>2</sup> ou dynamique génère les déplacements des segments osseux. La contraction isométrique ou statique ne génère pas de déplacement.

### 2.2.3 Insertion musculaire

A l'extrémité du muscle (Figure 29), les fibres musculaires fusionnent et constituent le tendon, tissu conjonctif de connexion à l'os. L'insertion peut se faire directement sur le périoste de l'os, mais le tendon pénètre en général l'os cortical. La rupture de l'insertion s'accompagne d'ailleurs le plus souvent d'un arrachement de tissu osseux.

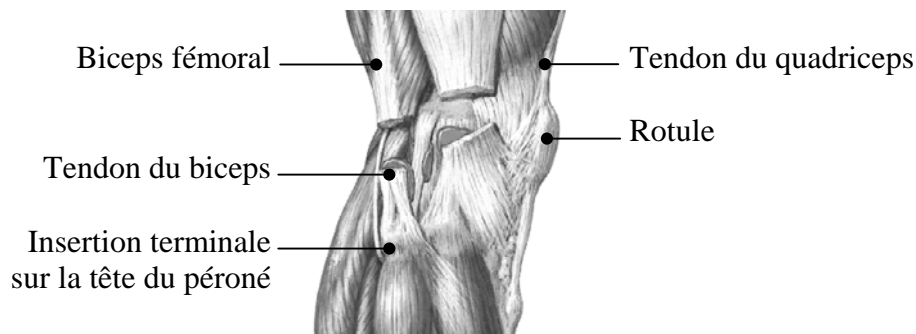


Figure 29 : Insertions musculaires, genou droit, vue latérale externe.

## 2.3 Système nerveux

Le système nerveux humain est responsable de l'envoi, de la réception et du traitement des influx nerveux [Bouisset, 95]. Trois sous-ensembles travaillent de concert pour remplir ces missions complémentaires :

- le système nerveux central,
- le système nerveux autonome,
- le système nerveux périphérique.

Le système périphérique transmet les influx nerveux vers ou depuis les composants de l'organisme, les organes et les muscles notamment.

## 2.4 Articulation

Les os sont liés entre eux par des articulations. L'articulation entre deux os est continue (synarthrose) ou discontinue (diarthrose) [Caix, 00/1].

---

<sup>1</sup> *Activité isométrique : contraction sans déplacement et avec effort.*

<sup>2</sup> *Activité isotonique : contraction avec déplacement et effort constant.*

La synarthrose (Figure 30) est une liaison qui ne présente aucun degré de liberté (suture des os du crâne adulte). En revanche, la diarthrose autorise des déplacements relatifs des zones osseuses et peut être partiellement caractérisée par la géométrie des surfaces articulaires [Kapandji, 00]. L'épaisseur de la couche de cartilage hyalin recouvrant ces surfaces est liée à l'intensité des actions transmises par l'articulation (Figure 24).

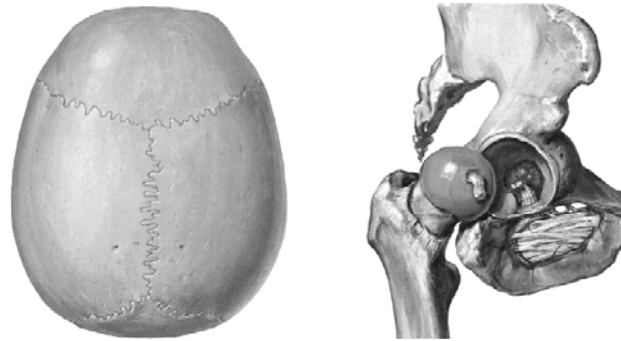


Figure 30 : Synarthrose (crâne adulte) et diarthrose (hanche).

La diarthrose (Figure 31) comporte également une capsule articulaire, poche synoviale qui assure la lubrification, des ménisques, des ligaments<sup>1</sup> de renforcement. Une classification des différentes diarthroses basée sur la seule géométrie des surfaces articulaires ou encore sur les degrés de liberté principaux reste donc insatisfaisante [Mow, 84] [Viidik, 87].

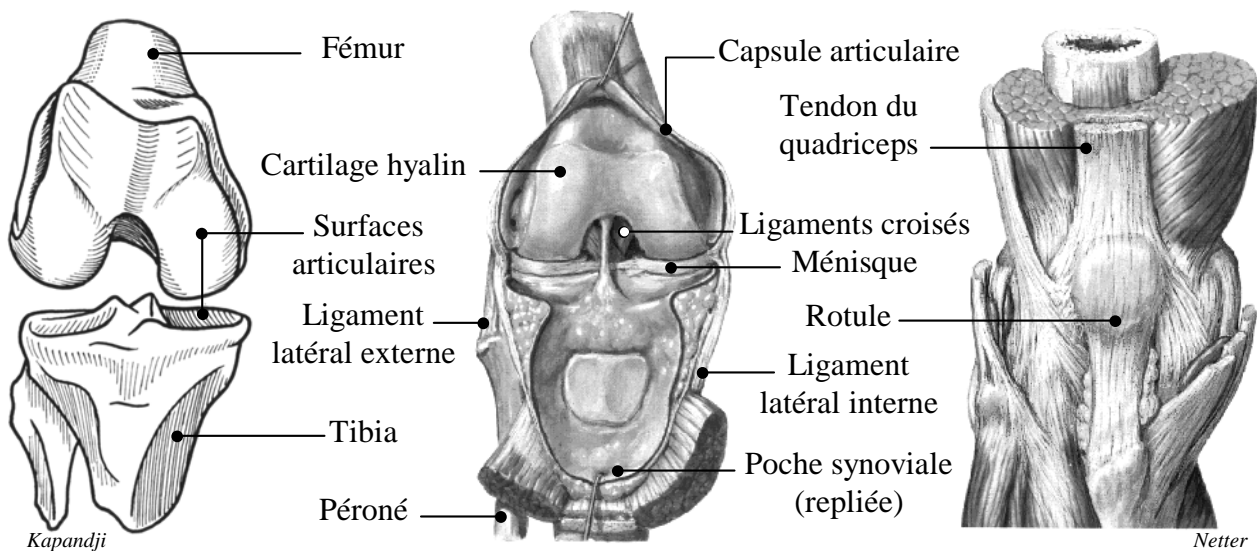


Figure 31 : Diarthrose du genou (droit, vue frontale).

L'articulation temporo-mandibulaire étudiée ici implique deux diarthroses ou liaisons en parallèle entre la mandibule et les zones temporales du crâne.

<sup>1</sup> Ligament : tissu conjonctif qui unit deux organes de même nature ou également de natures différentes (os, muscles, viscères ...).

### 3 Articulation temporo-mandibulaire

L'arthrologie<sup>1</sup> de la tête se réduit à l'étude de l'articulation temporo-mandibulaire (Figure 2). Le fonctionnement de l'appareil manducateur met en jeu trois liaisons élémentaires : les deux diarthroses crânio-mandibulaires précitées et l'occlusion dentaire [Caix, 00/1]. L'occlusion dentaire (très intermittente) influence les mouvements terminaux de la mandibule et, dans cette phase, gère les deux contacts condyles/glènes (Figure 3) [Kubein-Meesenburg, 88].

#### 3.1 Zones osseuses articulaires et ménisque

Deux zones osseuses sont donc impliquées dans la liaison élémentaire latérale : le crâne (zone temporale) et le maxillaire inférieur (mandibule). Un ménisque s'interpose pour réaliser une interface articulaire.

##### 3.1.1 Structure osseuse

###### *Zone temporale*

La surface temporale présente une cavité (fosse glénoïde) limitée à l'avant par le condyle temporal, à l'arrière par le conduit auditif, vers l'intérieur par l'épine du sphénoïde et vers l'extérieur par la racine de l'apophyse zgomatique (Figure 32). Hors situation pathologique, la surface articulaire (pente temporale) se limite au voisinage du sommet du condyle.

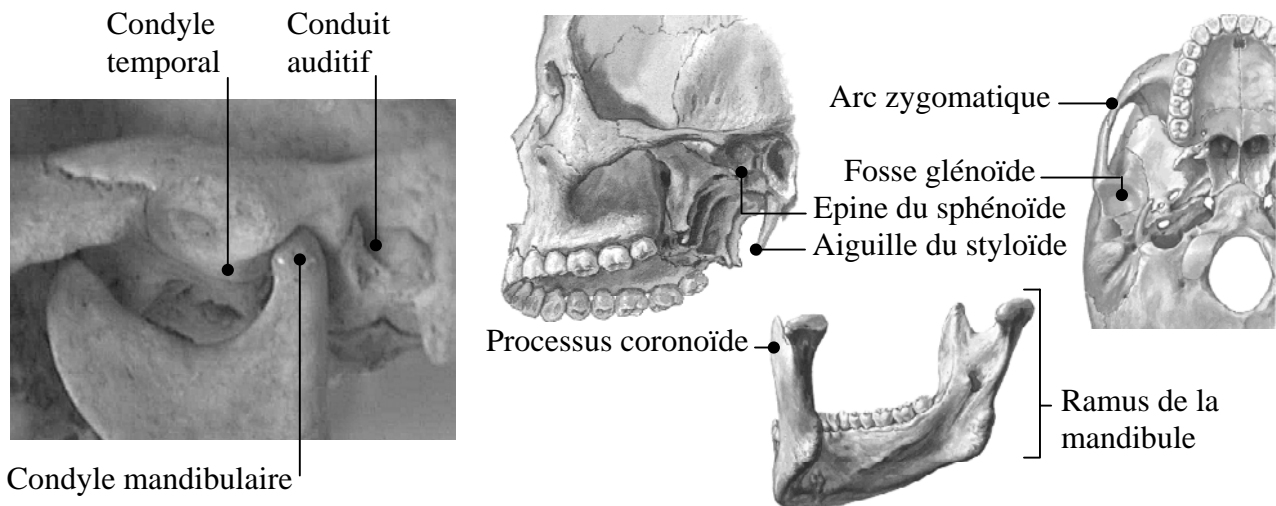


Figure 32 : Zones osseuses articulaires, temporale et mandibulaire.

###### *Zone mandibulaire*

Le condyle mandibulaire et le processus coronoïde (Figure 32) composent l'extrémité du ramus de la mandibule. Cette branche, localement assimilable à un os "long", présente un canal médullaire [Modschiedler, 89] [Bilgin, 00]. La surface articulaire active est limitée à la zone antérieure du condyle.

<sup>1</sup> Arthrologie : partie de l'anatomie qui traite des articulations.

### 3.1.2 Ménisque et capsules articulaires

Initialement décrit comme un ménisque fibro-cartilagineux, il peut être assimilé à une lentille biconcave qui favorise la congruence des surfaces articulaires (Figure 33). Le ménisque présente deux bourrelets, à l'avant et à l'arrière d'une zone plus mince. Il est prolongé par les capsules articulaires. La capsule temporale s'insère sur la surface temporale par des fibres longues et lâches. La capsule mandibulaire s'insère sur la surface du condyle, à l'arrière du cartilage et constitue un cône fibreux tendu.

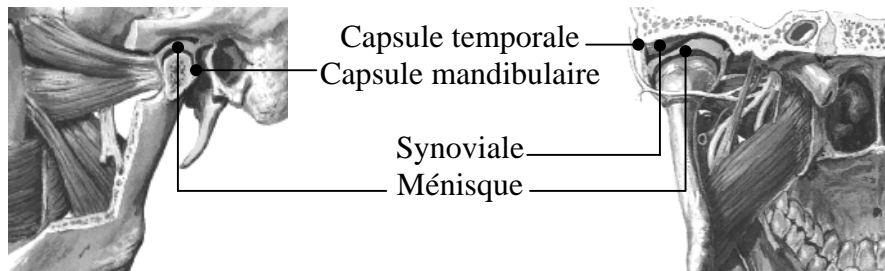


Figure 33 : Ménisque, capsules articulaires et synoviale.

Des "freins" méniscaux assurent le maintien et la mise en position du ménisque au cours des déplacements temporo-mandibulaires [Caix, 00/2]. Le frein antérieur est constitué par les zones avant, peu tendues, des capsules articulaires. Les freins latéraux sont réalisés par des ligaments qui autorisent les mouvements sagittaux du ménisque (Figure 34). Le frein postérieur temporal est constitué par la capsule temporale, très lâche, et des fibres ligamentaires très élastiques (Figure 33). Le frein postérieur condylien est réalisé par une partie de la capsule mandibulaire, peu extensible.

Cette description anatomique permet d'assimiler le ménisque à une interface qui, avec la synoviale, intervient pour réduire les effets du frottement aux contacts.

### 3.2 Ligaments

Deux ligaments accessoires et un ligament principal, latéral externe, interviennent. Le ligament latéral externe s'insère sur le zygomatic d'une part et sur le bord postérieur du col condylien d'autre part (Figure 34). Le faisceau antérieur forme une "corde", très faiblement élastique, située à l'avant de la zone de contact temporo-mandibulaire. Le faisceau postérieur et les ligaments accessoires renforcent l'action de la capsule [Caix, 91].

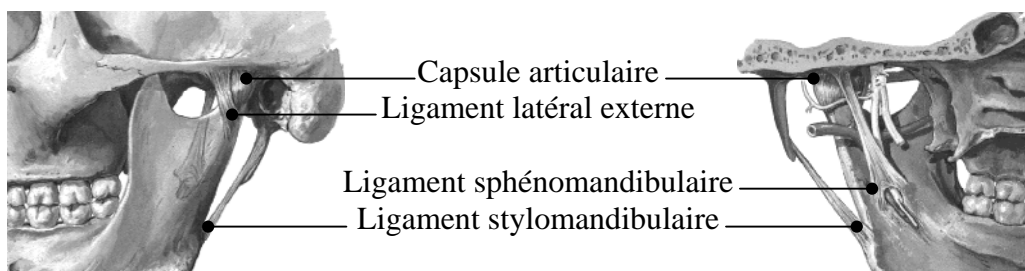


Figure 34 : Ligaments accessoires et ligament latéral externe.



### 3.3 Myologie<sup>1</sup>, muscles élévateurs, muscles abaisseurs

Un ensemble de muscles, actionneurs parfois puissants, abaisseurs ou élévateurs, participent à la mise en mouvement de la mandibule et à la transmission d'actions lors des phases de mastication, de déglutition ou simplement de parole [Hannam, 94].

#### 3.3.1 Muscles élévateurs

Trois muscles principaux élèvent la mandibule et contribuent à la transmission des actions utiles à la parole ou à la mastication.

##### *Masséter*

Muscle court et épais, le masséter présente deux faisceaux principaux tendus du malaire et de l'arcade zygomatique au bord inférieur de l'angle de la mandibule (Figure 35). Le faisceau superficiel (noté *ms*), externe, volumineux, constitue un élévateur puissant (mastication) de la mandibule. Son inclinaison favorise le mouvement de propulsion. Les fibres du masséter profond (noté *mp*) conservent une direction proche de la normale au plan d'occlusion.

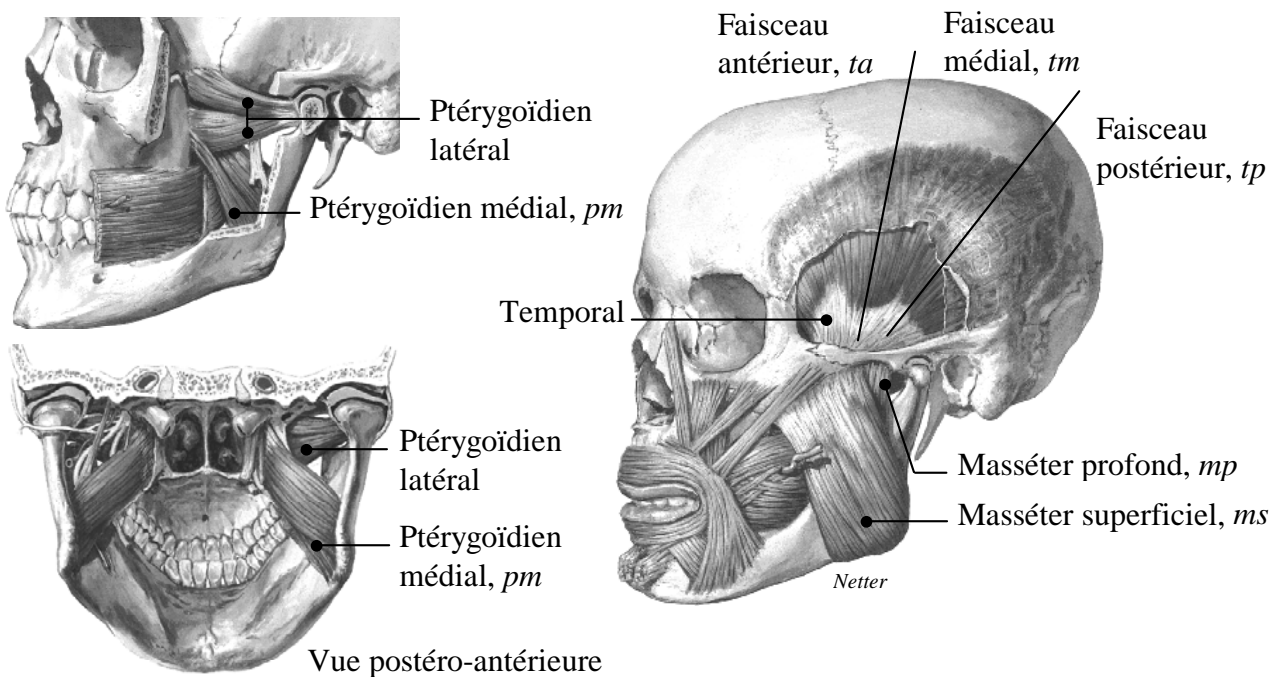


Figure 35 : Muscles élévateurs : masséter, ptérygoïdien et temporal.

##### *Ptérygoïdien médial*

Le muscle ptérygoïdien médial ou interne (noté *pm*) reste parallèle à la face interne de la mandibule (Figure 35). Tendue entre la fosse ptérygoïde et l'angle du maxillaire, il constitue un élévateur puissant et intervient également dans le mouvement de propulsion.

<sup>1</sup> Myologie : partie de l'anatomie qui traite des muscles.

### Temporal

Le muscle temporal rayonne entre l'apophyse<sup>1</sup> coronéide de la mandibule et la surface d'insertion temporale (Figure 35). Large et plat, il peut être subdivisé en trois faisceaux. Le faisceau antérieur (noté *ta*) est simultanément propulsif et élévateur. Le faisceau moyen ou médial (noté *tm*) dont les fibres sont quasi orthogonales au plan d'occlusion est essentiellement élévateur. Enfin les fibres du faisceau postérieur (noté *tp*), qui comportent également quelques insertions sur le disque, interviennent essentiellement dans le mouvement de rétropulsion et en fin d'élévation.

### 3.3.2 Muscles abaisseurs

Trois principaux muscles supra-hyoïdiens abaissent la mandibule. Leur action est complétée par celle de muscles sous-hyoïdiens qui déplacent l'os hyoïde<sup>2</sup> fournissant ainsi un point d'appui aux supra-hyoïdiens.

### Digastrique

Le muscle digastrique est composé de deux faisceaux unis par un tendon intermédiaire. Le corps postérieur, tendu à partir de l'apophyse mastoïde<sup>3</sup>, favorise le mouvement postérieur de l'os hyoïde (Figure 36). Le corps antérieur, tendu entre l'os hyoïde et le maxillaire inférieur, génère l'ouverture.

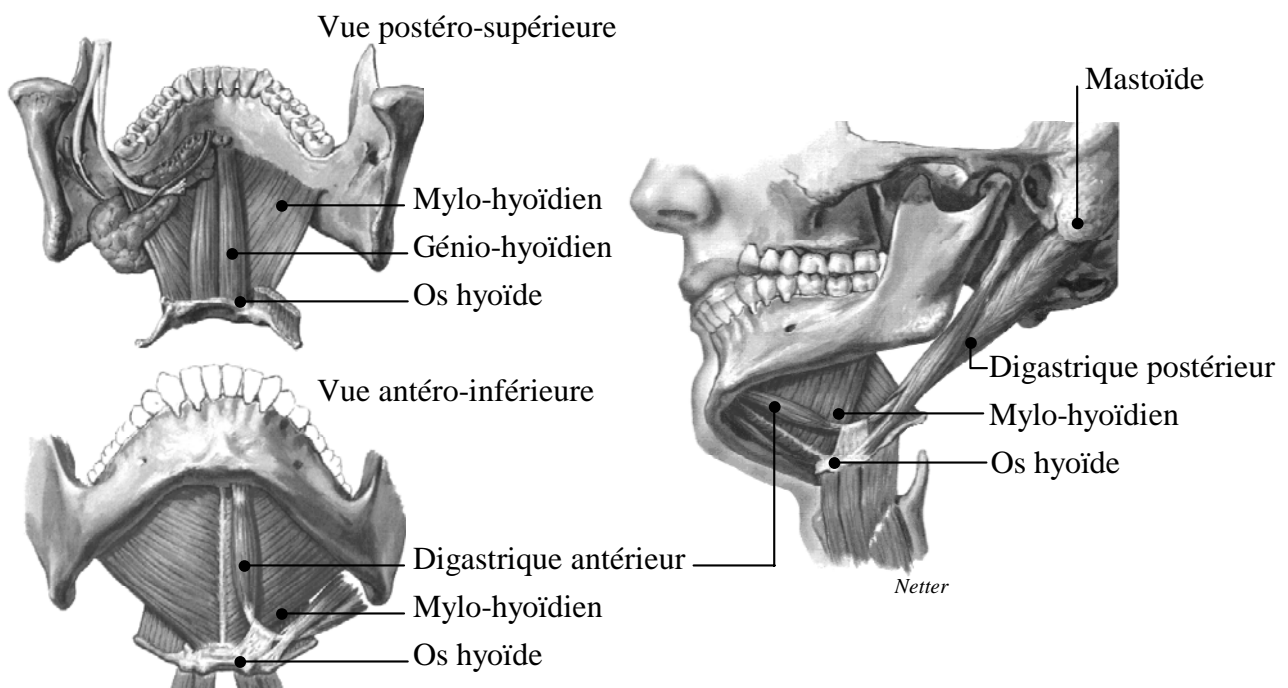


Figure 36 : Muscles abaisseurs, os hyoïde et apophyse mastoïde.

<sup>1</sup> Apophyse : du grec apo, hors de et phusis, croissance.

<sup>2</sup> Os hyoïde : os complètement isolé du squelette, situé dans la zone antérieure du cou, au-dessus du larynx et au-dessous de la base de la langue.

<sup>3</sup> Apophyse mastoïde : située dans la partie inférieure et postérieure de la zone temporale, à l'arrière de l'oreille.

### *Mylo-hyoïdien*

Le muscle mylo-hyoïdien, large et plat, est tendu entre le maxillaire inférieur et l'os hyoïde. Il limite la partie antéro-inférieure de la bouche et constitue, par suite, un véritable "plancher buccal" (Figure 36).

### *Génio-hyoïdien*

Le muscle génio-hyoïdien, en forme de quenouille, est tendu entre l'apophyse du maxillaire inférieure et la face antérieure de l'os hyoïde (Figure 36).

Les travaux de Carpentier<sup>1</sup> révèlent un relâchement des abaisseurs en situation d'occlusion et lors du mouvement de fermeture [Caix, 91]. Par suite, seuls sont pris en compte les muscles éleveurs dans la quantification des actions transmises par la liaison dans le chapitre 5.

### 3.3.3 Ptérygoïdien latéral, inclassable ?

Le muscle ptérygoïdien latéral ou externe se divise en deux faisceaux (Figure 38). Le faisceau supérieur, tendu de la crête sphéno-temporale à l'association ménisque-condyle mandibulaire, conserve une direction passant par le centre du condyle [Heylings, 95]. Il assure la mise en position (mobilisation antéro-postérieure) et la stabilisation du disque lors des mouvements de la mandibule. Il intervient donc dans le fonctionnement de l'ATM mais n'exerce pas d'action significative sur la mandibule en phase de mastication. Le faisceau inférieur relie la face externe de l'apophyse ptérygoïde au condyle mandibulaire. Il participe également au maintien du ménisque [Bertilsson, 95].

La contraction unilatérale du ptérygoïdien externe favorise le mouvement de diduction. Lors de sa contraction bilatérale, symétrique, il devient propulseur de la mandibule. L'artère maxillaire interne, qui passe entre les deux faisceaux du muscle, se trouve comprimée lors du mouvement d'abaissement. Cette zone très richement irriguée devient donc difficilement accessible par électromyographie [Forté, 82].

## 4 Dissection

Le protocole élaboré dans le chapitre 2 définit les objectifs de cette étape de dissection<sup>2</sup> qui doit renseigner sur l'anatomie morphologique, les surfaces articulaires et les trois principaux muscles masticateurs (six faisceaux musculaires).

### 4.1 Protocole

Trois dissections très localisées consécutives à des décès récents, apportent des informations qualitatives et quantitatives, nécessaires à l'analyse de l'articulation.

---

<sup>1</sup> Carpentier : Laboratoire de Biologie Appliquée de l'Université Libre de Bruxelles.

<sup>2</sup> Dissections réalisées au Laboratoire d'Anatomie Fonctionnelle et Chirurgicale de l'Université Bordeaux 2.

Le premier cas constitue tout d'abord une initiation à la dissection. Il permet de visualiser trois plans de dissection (superficiel, médial et profond) et également d'observer les surfaces articulaires. L'absence d'échelle géométrique rend impossible l'exploitation des relevés photographiques. Pour le second cas, le décès déjà trop ancien limite la possibilité d'ouverture à une distance inter-incisives voisine de quinze millimètres.

La troisième dissection (homme âgé de 84 ans) permet de valider les objectifs du protocole (Figure 37). Les directions des actions musculaires sont déterminées après la mise en place d'une échelle géométrique parfaitement lisible.

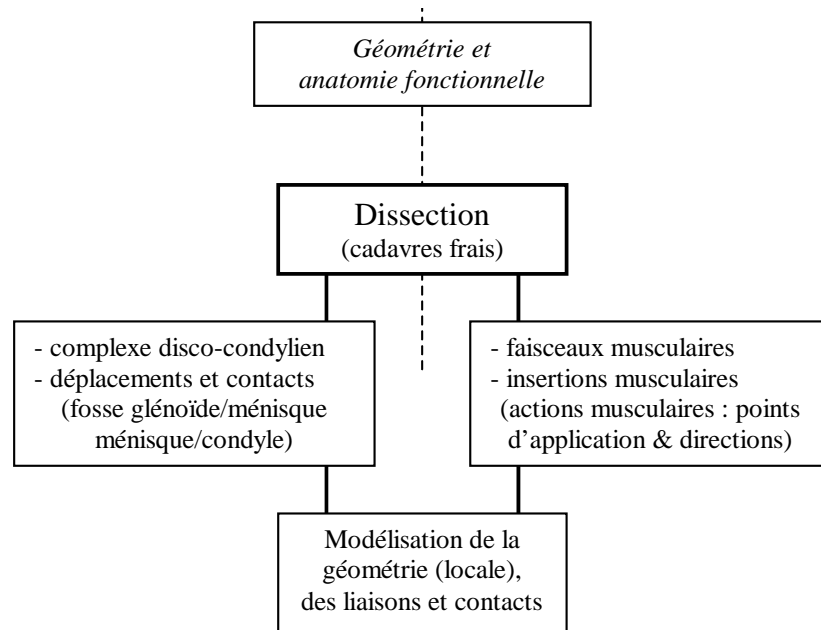


Figure 37 : Protocole, axe "Géométrie et anatomie fonctionnelle".

## 4.2 Caractérisation des surfaces et contacts articulaires

Si "l'expérience guide le choix du modèle", la géométrie des surfaces articulaires gère la nature des contacts et, par suite, celle de la liaison élémentaire des deux maxillaires.

Les portions de surfaces impliquées et leur contact évoluent en fonction des situations relatives du condyle et de la zone temporale. Le modèle de "liaison simple" admissible n'est pas continu. Il faut, par suite, considérer plusieurs configurations ou cas de chargement.

### 4.2.1 Occlusions, déplacement initial

En fin d'occlusion, l'obstacle incisif influence le positionnement de la mandibule.

#### *Occlusion centrée*

L'occlusion centrée ou d'intercuspidation maximale, avec une ouverture nulle et un contact dentaire (faces occlusales des couronnes dentaires), correspond à la position de déglutition ou encore aux instants de départ et de fin de la mastication [Legrand, 97] (Figure 38). Le

condyle mandibulaire est situé au fond de la glène temporale. Le contact, ou plus exactement la relation glène-condyle, s'établit par l'intermédiaire du ménisque alors peu sollicité.

### Occlusion myocentree

La situation de repos ou myocentree<sup>1</sup> [Jeanmonod, 88] (occlusion de confort), lèvres fermées, avec une ouverture dentaire légère (absence de contacts dentaires), correspond à un tonus musculaire réduit, destiné à ne vaincre que la pesanteur (Figure 38). Le condyle mandibulaire se place sur la zone supérieure du condyle temporal sans exercer de pression significative sur le disque. L'espace entre les deux premières prémolaires antagonistes est alors voisin de un à deux millimètres.



Figure 38 : Occlusion centrée, position de repos ou myocentree.

### Déplacement initial

Pour franchir l'obstacle incisif, tout mouvement de propulsion débute par un mouvement d'ouverture nécessaire pour le passage de la position centrée à un espace inter-incisives nul. La rétroimpulsion est limitée, inférieure à quatre millimètres.

### 4.2.2 Géométrie des surfaces articulaires, nature des contacts

Les mouvements plans d'ouverture et de protrusion d'amplitudes extrêmes déplacent le centre du condyle mandibulaire d'environ vingt-deux millimètres (Figure 39).

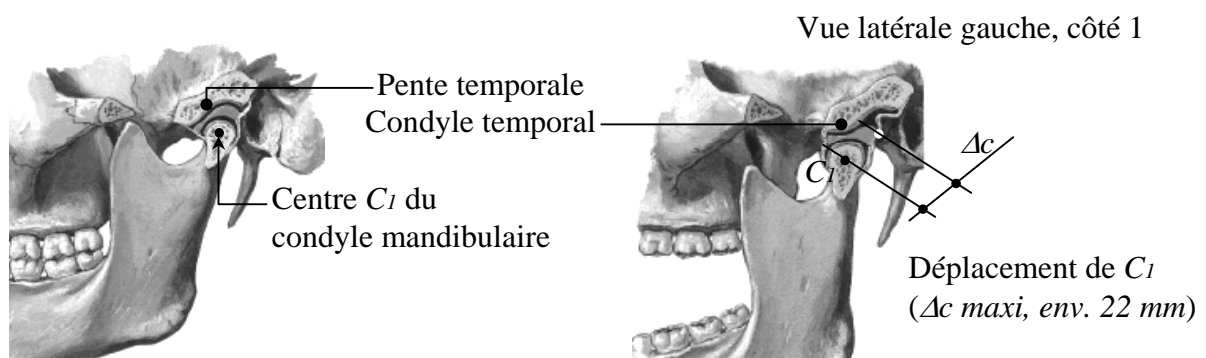


Figure 39 : Déplacement relatif des surfaces articulaires.

La surface articulaire temporale comprend essentiellement la pente temporale. La tension du ligament latéral externe limite l'étendue de la zone de contact au voisinage de l'éminence du

<sup>1</sup> Position myocentree : contraction minimale, sans déplacement et sans effort.

condyle. La luxation antérieure, accidentelle, et le blocage du condyle mandibulaire dans la fosse zygomatique résultent de la distension voire de la rupture de ligaments.

Les deux secteurs osseux font l'objet d'un relevé géométrique en fin de dissection. Les résultats, établis ici sur un relevé unique, sont confirmés par une étude statistique de vingt-sept cas produite par Videau<sup>1</sup> [Modschiedler, 89].

### Surface temporale

Le condyle temporal, racine de l'arc zygomatique, forme une éminence doublement convexe, transversalement et d'avant en arrière (plans frontal et sagittal). Il se prolonge vers l'avant par une surface quasi plane et vers l'arrière par la fosse glénoïde, doublement concave.

La glène présente une profondeur voisine de 7 mm et une épaisseur de 1 mm en fond de fosse. Au niveau de l'éminence condylienne, l'épaisseur corticale atteint 10 mm. L'angle situé entre l'axe de l'arcade zygomatique et celui de la cavité est voisin de 110° (Figure 40).

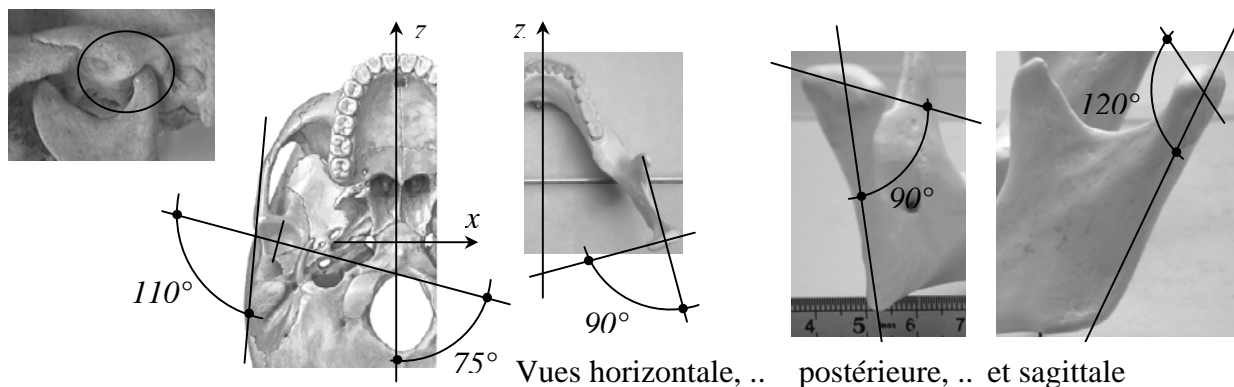


Figure 40 : Géométrie des surfaces temporale et mandibulaire.

### Surface mandibulaire

Seule la zone antérieure du condyle mandibulaire se trouve impliquée lors du contact. La tête condylienne, doublement convexe, semble le plus souvent proche d'un ellipsoïde. La vue horizontale de la demi-mandibule montre un angle voisin de 90° entre l'axe transverse du condyle et l'axe latéral de la mandibule (Figure 40). Dans la vue arrière, l'angle formé par l'axe transverse et celui de la branche montante se situe également autour de 90°. Enfin, dans le plan sagittal, les axes de la branche et de la tête forment un angle de 120°.

Hors situation pathologique (perforation du ménisque), le contact direct du condyle mandibulaire et de la zone temporale ne se produit pas. Le ménisque interposé, déformable, "épouse" les deux surfaces articulaires pour modifier la répartition de pression au contact.

#### 4.2.3 Liaisons élémentaires, premiers modèles

Le modèle associable à la liaison élémentaire résulte principalement de la géométrie locale des surfaces articulaires. La géométrie évolutive de la surface temporale conduit à découper le

<sup>1</sup> Videau : Professeur au Laboratoire d'Anatomie de l'Université Bordeaux 2.

domaine en quatre secteurs géométriques simples (Figure 41). La position relative des deux zones osseuses et, par suite, la localisation du contact évoluent avec le déplacement et/ou le chargement de la mandibule.

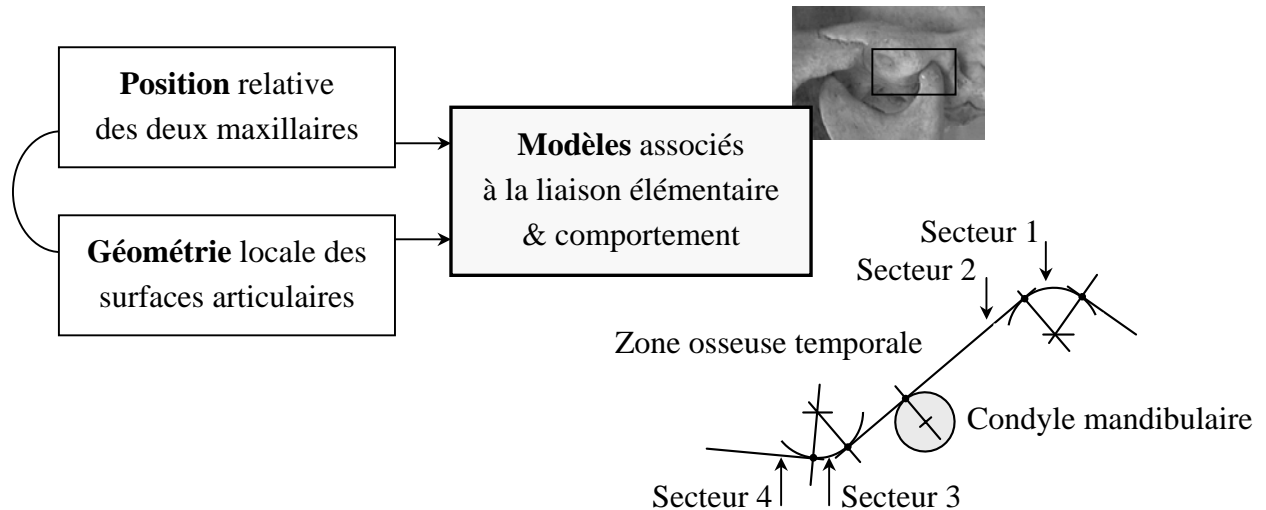


Figure 41 : Relation "Position-Géométrie-Modèle".

#### *Chargement plan*

Sous un chargement plan de la mandibule (serrage symétrique ou inter-incisives), la liaison élémentaire peut donc être modélisée par un contact ponctuel situé, selon l'ouverture, dans le secteur 2 ou le secteur 3 (Figure 41). La normale au plan tangent commun aux deux surfaces n'est pas contenue dans un plan horizontal ou para sagittal (Figure 42).

#### *Chargement dissymétrique*

Dans le cas d'un chargement dissymétrique (serrage unilatéral), le plan médian de la mandibule n'est pas confondu avec le plan sagittal. Ce basculement du maxillaire configure différemment les deux liaisons élémentaires.

Pour le profil "ouvert" ou "travaillant", le condyle mandibulaire entre en contact quasi-ponctuel avec la pente temporale sous l'action principale des masséters (secteurs 2 ou 3). Le condyle opposé tend simultanément à remonter dans la glène vers son point le plus haut (secteur 1). Les géométries des surfaces locales en contact orientent vers une modélisation par une liaison de type linéaire annulaire. Les ligaments (latéral externe principalement) limitent l'amplitude du déplacement dans la direction transversale à un ou deux millimètres lors des mouvements quasi plans (hors diduction). Dans cette configuration, la diarthrose acquiert alors un comportement de rotule (Figure 42).

Ces deux modèles sont exploités dans le chapitre 5 lors de l'évaluation des actions transmises par les deux liaisons élémentaires.

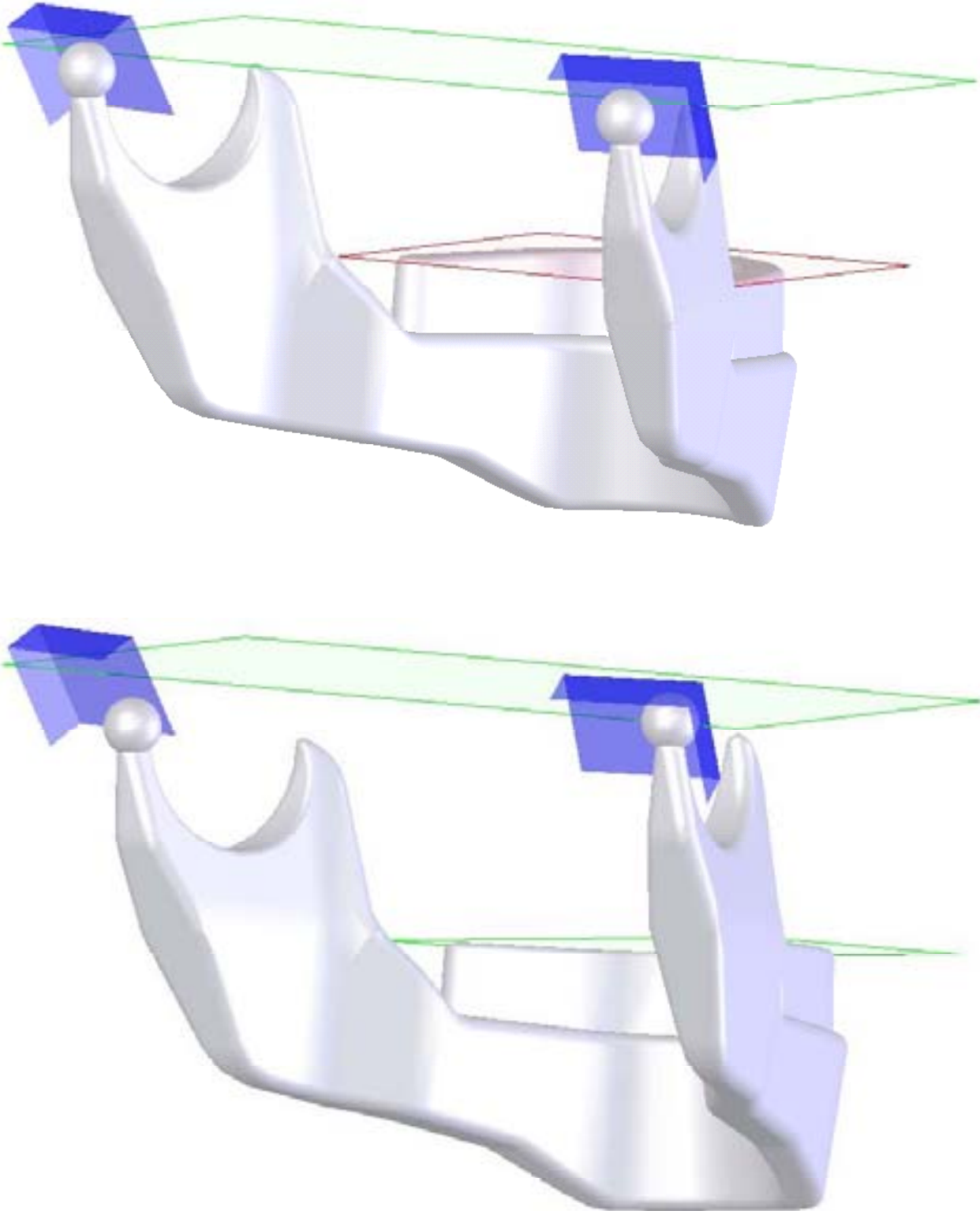


Figure 42 : Liaisons élémentaires, modèles, vue postéro-antérieure.



### 4.3 Faisceaux et directions des actions musculaires

Cette étape contribue à la modélisation des actions des muscles élévateurs en recherchant la direction et le point d'application de l'effort qu'exerce chaque faisceau. Cette opération de "vectorisation" confond le point moyen d'insertion avec un point de la direction du faisceau.

#### 4.3.1 Déroulement, technique de relevé

La dissection complète d'un profil permet de localiser les "centres" d'insertions musculaires. Ces points restent fixes dans le repère lié à l'os d'insertion. Ainsi, pour le masséter superficiel (Figure 43), les points *C* et *B* restent fixes respectivement dans le repère temporal et le repère mandibulaire.

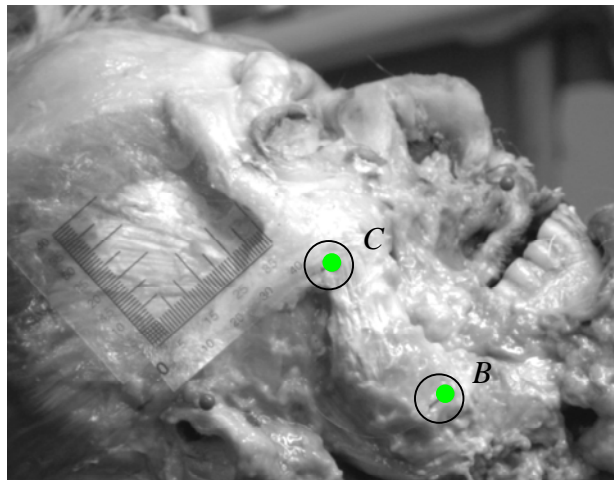


Figure 43 : Repérage des centres d'insertions musculaires, masséter superficiel.

Les coordonnées des points d'insertions déterminent ensuite par calcul la direction moyenne du faisceau musculaire. Lors du déplacement de la mandibule par rapport au crâne, cette direction évolue dans les repères liés au crâne et à la mandibule. Le relevé est répété pour des ouvertures inter-incisives variant entre zéro millimètre et l'ouverture maximale qui peut atteindre quarante millimètres.

#### 4.3.2 Chronologie des opérations et équipements associés

Après la mise en évidence du premier plan musculaire (Figure 43) superficiel les points centraux d'insertions, temporaux et mandibulaires, du masséter superficiel et des faisceaux temporaux sont identifiés par des aiguilles à têtes colorées (vertes). Les points de définition d'un repère morphologique lié au crâne sont repérés par des aiguilles à têtes bleues. Une échelle millimétrique tracée sur un film transparent est apposée sur le muscle temporal. Le cadavre ainsi équipé fait l'objet de relevés photographiques (Figure 43).

La vectorisation d'un faisceau s'effectue en six étapes (Figure 44). Les photos traitées avec un logiciel d'analyse d'images (application Labview) déterminent les coordonnées des points dans un plan para sagittal. Ces valeurs sont ensuite exploitées à l'aide d'un tableur (Excel) et livrent les vecteurs directeurs de chaque faisceau musculaire. Dans la direction normale au plan, la coordonnée est directement relevée sur le cadavre.

Les directions des faisceaux évoluent avec l'ouverture buccale. Plusieurs ouvertures sont donc successivement figées par des cales d'épaisseur (5, 10, ... 25 et 30 mm) afin de pouvoir être reproduites. Ces épaisseurs (ou distances inter-incisives notées,  $di$ ) sont reprises lors de l'évaluation des intensités des actions développées par les muscles.

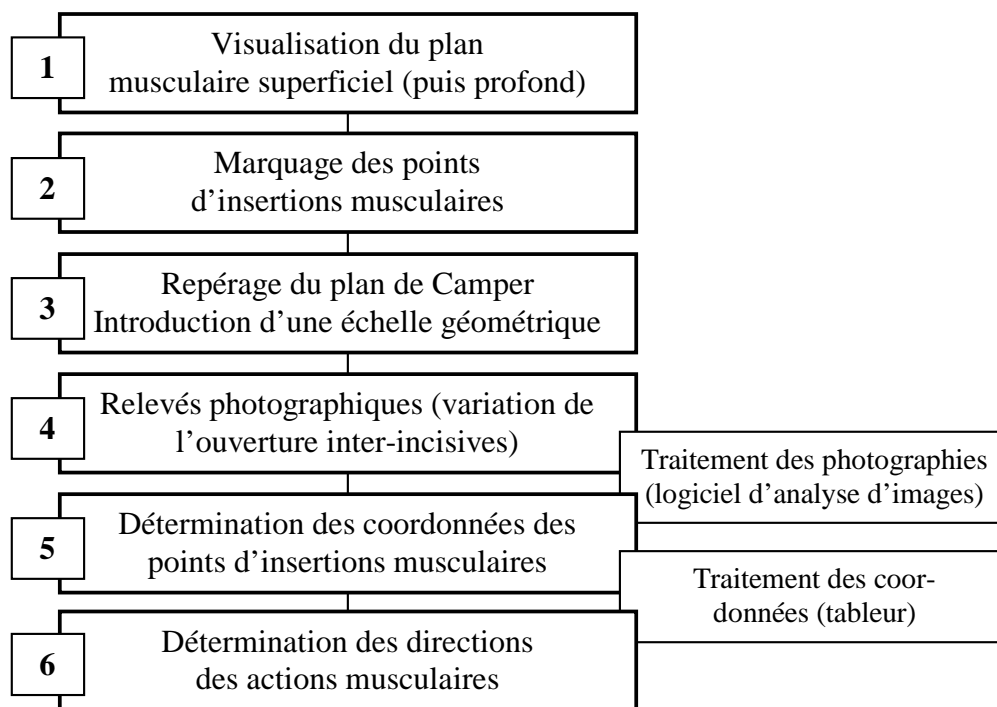


Figure 44 : Reconstruction des directions musculaires.

La technique décrite dans le plan superficiel est ensuite reproduite dans de nouveaux plans de dissection qui visualisent le masséter profond puis le ptérygoïdien médial.

#### 4.3.3 Directions des actions musculaires

La détermination des directions des faisceaux (Tableau 5 et Tableau 6), direction des actions musculaires, nécessite de définir un repère morphologique de calcul (lié au crâne ici).

##### *Repère morphologique*

En position d'occlusion centrée, le point sous nasal  $N$  (Figure 45) et les deux centres,  $C_1$  et  $C_2$ , des condyles (à l'avant des tragus<sup>1</sup>) matérialisent un plan. Le vecteur unitaire  $\vec{z}$  oriente l'intersection  $\Delta$  des plans morphologique et sagittal. Le second vecteur  $\vec{x}$  est défini à partir du

<sup>1</sup> *Tragus* : languette cartilagineuse située en avant de l'orifice du conduit auditif externe.

segment  $C_1C_2$ . La base orthonormée  $b$  est complétée par le produit  $\vec{y} = \vec{z} \wedge \vec{x}$ . Enfin, le point  $C_0$  désigne l'intersection de  $\Delta$  et de  $C_1C_2$  et détermine le repère morphologique.

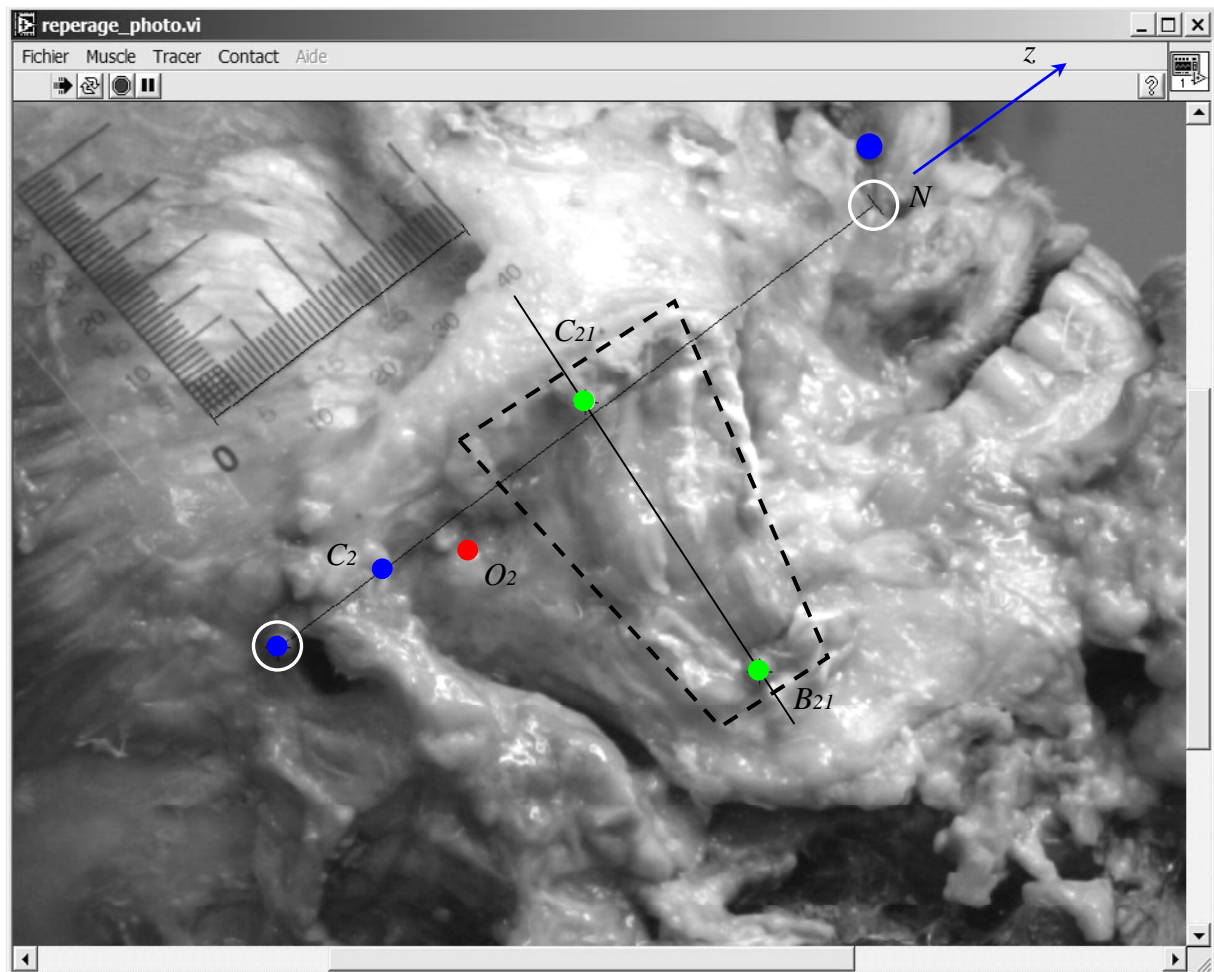


Figure 45 : Repérage du plan morphologique, profil droit, masséter profond.

*Notations, contacts articulaires, muscles et centres d'insertion*

Les points  $B_{jl}$  et  $C_{jl}$  désignent les centres d'insertion mandibulaires et temporaux des muscles élévateurs (Tableau 4). Pour le profil gauche, "côté 1",  $j$  prend la valeur 1. Pour le profil droit, "côté 2",  $j$  est égal à 2. Le second indice,  $l$ , rappelle la désignation du muscle masticateur.

Les points  $O_1$  et  $O_2$ , repérés lors de la dissection par des aiguilles rouges, correspondent aux points de contacts des condyles mandibulaires et des zones temporales.

Muscle	$mp, 1$	$ms, 2$	$pm, 3$	$ta, 4$	$tm, 5$	$tp, 6$
Crâne, profil 1	$C_{11}$	$C_{12}$	$C_{13}$	$C_{14}$	$C_{15}$	$C_{16}$
Mandibule, profil 1	$B_{11}$	$B_{12}$	$B_{13}$	$B_{14}$	$B_{15}$	$B_{16}$
Crâne, profil 2	$C_{21}$	$C_{22}$	$C_{23}$	$C_{24}$	$C_{25}$	$C_{26}$
Mandibule, profil 2	$B_{21}$	$B_{22}$	$B_{23}$	$B_{24}$	$B_{25}$	$B_{26}$

Tableau 4 : Notation des centres d'insertion.

Coordonnées des points d'insertions musculaires

				mas. pro. (mp)			mas. sup. (ms)			pté. méd. (pm)		
				C 11			C 12			C 13		
				45	2,8	48,7	45	9,8	44,4	25	-4,3	26,8
profil 1, gauche				B 11			B 12			B 13		
di	O 1			B 11			B 12			B 13		
0	50	-2,1	9,1	48	-38,7	47	48	-28	48,7	43	-34,7	37,9
5	50	-2,5	20,5	48	-43,5	43,1	48	-35	43,9	43	-35	36,6
10	50	-2	19,6	48	-44	42,5	48	-35,6	43,8	43	-36	25,6
15	50	-2,4	20,1	48	-43,7	40,2	48	-36,1	43,5	43	-33,8	28,4
20	50	-1,6	19,5	48	-44,9	40,9	48	-39,8	43	43	-35,6	30,5
25	50	-1,3	19,4	48	-45,6	39,7	48	-42,9	42,4	43	-35,3	34,1
30	50	-0,09	18,4	48	-47,2	42,2	48	-46,8	42,1	43	-39,0	34,5
profil 2, droit				C 21			C 22			C 23		
				-45	2,8	48,7	-45	9,8	44,4	-25	-4,3	26,8
di	O 2			B 21			B 22			B 23		
0	-50	-2,1	9,1	-48	-38,7	47	-48	-28	48,7	-43	-34,7	37,9
5	-50	-2,5	20,5	-48	-43,5	43,1	-48	-35	43,9	-43	-35	36,6
10	-50	-2	19,6	-48	-44	42,5	-48	-35,6	43,8	-43	-36	25,6
15	-50	-2,4	20,1	-48	-43,7	40,2	-48	-36,1	43,5	-43	-33,8	28,4
20	-50	-1,6	19,5	-48	-44,9	40,9	-48	-39,8	43	-43	-35,6	30,5
25	-50	-1,3	19,4	-48	-45,6	39,7	-48	-42,9	42,4	-43	-35,3	34,1
30	-50	-0,09	18,4	-48	-47,2	42,2	-48	-46,8	42,1	-43	-39,0	34,5
profil 1, gauche				temp. ant. (ta)			temp. méd. (tm)			temp. post. (tp)		
				C 14			C 15			C 16		
				50	65,4	19	50	62,4	-38,7	50	25,8	-65,4
di	O 1			B 14			B 15			B 16		
0	50	-2,1	9,1	40	14,9	34	40	11,1	36,7	40	10,9	37,1
5	50	-2,5	20,5	40	9,2	42,9	40	9,2	42,9	40	8,1	39,8
10	50	-2	19,6	40	7,3	41,9	40	7,6	42,1	40	7,2	41,5
15	50	-2,4	20,1	40	9,4	42,4	40	5,5	42,2	40	8	42,1
20	50	-1,6	19,5	40	5,2	42,9	40	7,2	41,3	40	7,3	42,8
25	50	-1,3	19,4	40	3,6	43,6	40	6,9	40,7	40	7,4	43,8
30	50	-0,09	18,4	40	-2,7	43,8	40	10,4	39,6	40	6,0	44,1
profil 2, droit				C 24			C 25			C 26		
				-50	65,4	19	-50	62,4	-38,7	-50	25,8	-65,4
di	O 2			B 24			B 25			B 26		
0	-50	-2,1	9,1	-40	14,9	34	-40	11,1	36,7	-40	10,9	37,1
5	-50	-2,5	20,5	-40	9,2	42,9	-40	9,2	42,9	-40	8,1	39,8
10	-50	-2	19,6	-40	7,3	41,9	-40	7,6	42,1	-40	7,2	41,5
15	-50	-2,4	20,1	-40	9,4	42,4	-40	5,5	42,2	-40	8	42,1
20	-50	-1,6	19,5	-40	5,2	42,9	-40	7,2	41,3	-40	7,3	42,8
25	-50	-1,3	19,4	-40	3,6	43,6	-40	6,9	40,7	-40	7,4	43,8
30	-50	-0,09	18,4	-40	-2,7	43,8	-40	10,4	39,6	-40	6,0	44,1

di distance inter-incisives imposée, mouvement plan d'ouverture/fermeture (mm)  
Oj point de contact mandibule/crâne, profil 1 ou 2  
Cjk point d'insertion côté crâne, profil 1 ou 2, muscle 1 à 6  
Bjl point d'insertion côté mandibule, profil 1 ou 2, muscle 1 à 6

Tableau 5 : Coordonnées x, y et z des points d'insertion dans le repère R(C<sub>0</sub>, b).

*Directions des actions musculaires*

Pour le masséter profond, le vecteur unitaire  $u_{bc}$  est orienté du point  $B_{11}$  (mandibule) vers le point  $C_{11}$  (crâne). L'annexe 2 reproduit des tableaux identiques pour les cinq autres muscles masticateurs : masséter superficiel, ptérygoïdien médial et les trois faisceaux du temporal.

profil 1, gauche	$C_{11}$								
	45	2,8	48,7						
$di$	$B_{11}$			$B_{11}C_{11}$			$u_{bc}$		
0	48	-38,7	47	-3	41,5	1,7	-0,07	1,00	0,04
5	48	-43,5	43,1	-3	46,3	5,6	-0,06	0,99	0,12
10	48	-44	42,5	-3	46,8	6,2	-0,06	0,99	0,13
15	48	-43,7	40,2	-3	46,5	8,5	-0,06	0,98	0,18
20	48	-44,9	40,9	-3	47,7	7,8	-0,06	0,98	0,16
25	48	-45,6	39,7	-3	48,4	9,0	-0,06	0,98	0,18
30	48	-47,2	42,2	-3	50,0	6,5	-0,06	0,99	0,13

profil 2, droit	$C_{21}$								
	-45	2,8	48,7						
$di$	$B_{21}$			$B_{21}C_{21}$			$u_{bc}$		
0	-48	-38,7	47	3	41,5	1,7	0,07	1,00	0,04
5	-48	-43,5	43,1	3	46,3	5,6	0,06	0,99	0,12
10	-48	-44	42,5	3	46,8	6,2	0,06	0,99	0,13
15	-48	-43,7	40,2	3	46,5	8,5	0,06	0,98	0,18
20	-48	-44,9	40,9	3	47,7	7,8	0,06	0,98	0,16
25	-48	-45,6	39,7	3	48,4	9,0	0,06	0,98	0,18
30	-48	-47,2	42,2	3	50,0	6,5	0,06	0,99	0,13

$di$  distance inter-incisives imposée, mouvement plan d'ouverture/fermeture (mm)  
 $C_{jk}$  point d'insertion côté crâne, profil 1 ou 2, muscle 1 à 6  
 $B_{jl}$  point d'insertion côté mandibule, profil 1 ou 2, muscle 1 à 6

Tableau 6 : Masséter profond, vectorisation du faisceau dans le repère  $R(C_o, b)$ .

L'ensemble des relevés et calculs est exploité lors de l'évaluation des actions transmises par l'articulation dans le chapitre 5.

4.3.4 Limites de la méthode

Les relevés sont effectués "in vitro". Par suite, la géométrie des surfaces articulaires reflète l'état de l'articulation. Dans le cas exploité, le condyle n'est pas déformé par l'arthrose malgré l'âge du cadavre.

Le point de contact articulaire et les directions des faisceaux musculaires ne peuvent être enregistrés que lors d'un mouvement d'ouverture. La configuration dissymétrique, qui correspond à la mastication ou un serrage unilatéral, est plus difficilement caractérisable lors de la dissection.

Lors du relevé photographique l'axe optique ne peut pas être strictement orthogonal au plan sagittal (Figure 46). Ce défaut d'orthogonalité introduit une erreur dans les valeurs numériques des coordonnées des projections des points dans le plan para sagittal.

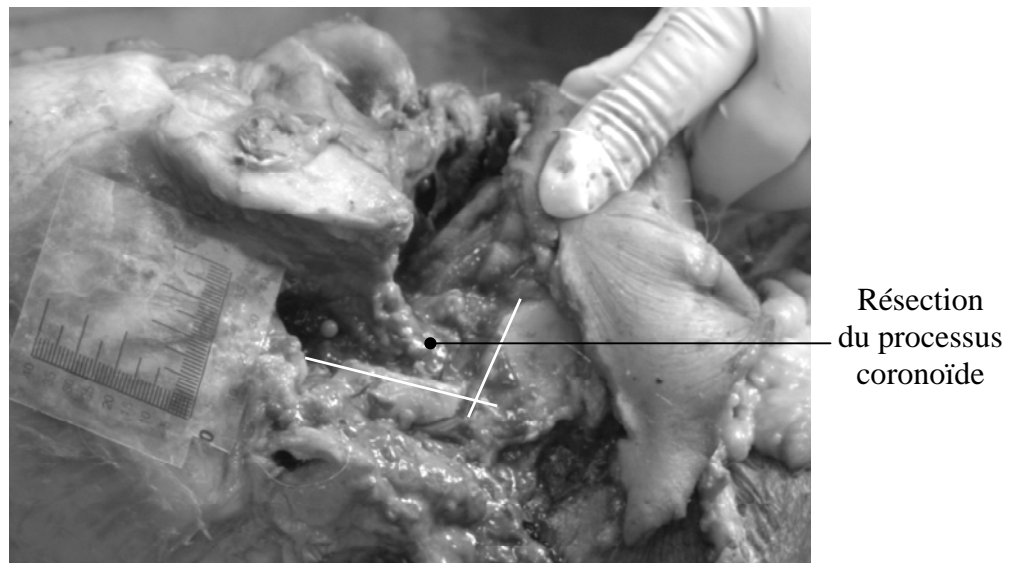


Figure 46 : Relevé photographique, vue latérale droite postérieure du ptérygoïdien moyen.

La dissection et le relevé sont ici effectués sur le profil droit. La géométrie de la tête est supposée parfaite et les centres d'insertions symétriques par rapport au plan sagittal. Enfin, la précision du relevé de la position des points dans la direction transversale lors de la dissection reste supérieure au millimètre.

## 5 Evolutions des relevés expérimentaux et perspectives

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) ouvre des perspectives d'amélioration de la précision des résultats en :

- assurant un relevé "in vivo", sur cobayes d'âges variés,
- permettant une sélection des plans de lecture,
- autorisant une reconstruction tridimensionnelle des surfaces et des faisceaux,
- supprimant la projection sagittale et l'erreur de parallaxe.

L'exploitation de l'IRM (lecture et choix des plans de relevés) nécessite cependant un appui logistique et une relation étroite avec le service hospitalier. Elle est utilisée dans le chapitre 5 pour déterminer les sections principales des faisceaux musculaires.

## Bibliographie 3

---

**[Allard, 96]**

Allard P. & Blanche JP., "Analyse du mouvement humain par la biomécanique", *Décarie*, Québec, 1996.

**[Bertilsson, 95]**

Bertilsson O. & Strom D., "Anatomic and functional lateral pterygoid muscle research", *Orofacial Pain*, **9**, 17-23, 1995.

**[Bilgin, 00]**

Bilgin T., Sülün T., Ergin U., Kursoglu P. & Beyli M., "Evaluation of the slope of the articular eminence and the transverse angle of the glenoid fossa in an anatolian population", *Journal of Craniomandibular Practice*, **18**, 3, 220-227, 2000.

**[Bloch, 93]**

Bloch JG., "Explorations ultrasoniques de l'os : aspects fondamentaux", in "Architecture et résistance mécanique osseuses", *Masson*, 1993.

**[Bonnell, 93]**

Bonnell F., "Facteurs de résistance mécanique osseuse", in "Architecture et résistance mécanique osseuses", *Masson*, 1993.

**[Bouisset, 95]**

Bouisset S. & Maton B., "Muscles, posture et mouvement", *Hermann*, Paris, 1995.

**[Caix, 91]**

Caix Ph. & Carles J., "L'articulation temporo-mandibulaire et son vrai-faux ménisque", Laboratoire d'Anatomie, *Faculté de Médecine*, Amiens, 1991.

**[Caix, 00/1]**

Caix Ph. & Carles J., "Anatomie fonctionnelle", Laboratoire d'Anatomie Médico-Fonctionnelle et Chirurgicale, *Université Bordeaux 2*, Bordeaux, 2000.

**[Caix, 00/2]**

Caix Ph. & Carles J., "Le système axial : tête, rachis, tronc", Laboratoire d'Anatomie Médico-Fonctionnelle et Chirurgicale, *Université Bordeaux 2*, Bordeaux, 2000.

**[Cowin, 83]**

Cowin SC., Van Buskirk WC. & Ashman RB., "Properties of bones", in "Handbook of bioengineering", *McGraw-Hill*, New York, 1983.

**[Dumoulin, 84]**

Dumoulin J. & de Bisschop G., "Electromyographie et électrodiagnostics", *Maloine*, Paris, 1984.

**[Forté, 82]**

Forté MC., "Le bâillement", Laboratoire d'Anatomie, *Université Bordeaux 2*, Bordeaux, 1982.

**[Gibson, 97]**

Gibson LJ. & Ashby MF., "Cancellous bone", in "Cellular solids". *Cambridge University Press*, Cambridge, 1997.

**[Gordon, 66]**

Gordon AM. & Huxley AF., "The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fiber", *Journal of Physiology*, **184**, 170-192, 1966.

**[Hannam, 94]**

Hannam AG. & McMillan A., "Internal organisation in the human jaw muscles", *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, **5**, 55-89, 1994.

**[Heylings, 95]**

Heylings D., Nielsen IL. & Mc Neill C., "The lateral pterygoid muscle and the temporomandibular disc", *Orofacial Pain*, **9**, 9-16, 1995.

**[Huxley, 57]**

Huxley AF., "Muscle structure and theories of contraction", *Journal of Biophysics and Chemistry*, **7**, 258-318, 1957.

**[Jeanmonod, 88]**

Jeanmonod A., "Occlusodontologie", Laboratoire de Chirurgie Dentaire, *Université Jussieu Paris 7*, Paris, 1988.

**[Kapandji, 00]**

Kapandji IA., "Physiologie articulaire", *Maloine*, Paris, 2000.



**[Kubein-Meesenburg, 88]**

Kubein-Meesenburg D., Näger H. & Klam B., "The biomechanical relation between incisal and condylar guidance in man", *Journal of Biomechanics*, **21**, 12, 997-1009, 1988.

**[Legrand, 97]**

Legrand R. & Bazzotti L., "Electromyographie crânio-mandibulaire", Département de Dentisterie, *Université de Liège*, Liège, 1997.

**[Mc Mahon, 84]**

Mc Mahon T., "Muscle mechanics", in "Handbook of bioengineering", *Mc Graw-Hill*, New York, 1984.

**[Modschiedler, 89]**

Modschiedler T., "La place de la prothèse dans la chirurgie reconstructive de l'articulation temporo-mandibulaire", Sciences Médicales, *Université Bordeaux 2*, Bordeaux, 1989.

**[Mow, 84]**

Mow VC. & Mak AF., "Lubrication of diarthrodial joints", in "Handbook of bioengineering", *McGraw-Hill*, New York, 1984.

**[Viidik, 87]**

Viidik A., "Properties of tendons and ligaments", in "Handbook of bioengineering", *Mc Graw-Hill*, New York, 1987.

**[Woo, 82]**

Woo SL-Y. & Mow VC., "Biomechanical properties of articular cartilage", in "Handbook of bioengineering", *Mc Graw-Hill*, New York, 1982.



## Chapitre 4

---

# Cinématique et déplacements articulaires

## Analyse vidéo tridimensionnelle

*Après une introduction de l'analyse vidéo tridimensionnelle et de la reconstruction 3D, ce chapitre présente les matériels spécifiques élaborés et les techniques utilisées pour quantifier les déplacements relatifs des maxillaires.*

*L'évaluation de l'incertitude valide le protocole expérimental. Les premiers résultats autorisent une analyse partielle de la cinématique de l'articulation. Cette description est rapprochée des résultats admis précédemment.*



## 1 Etude cinématique, déplacements articulaires

L'analyse mécanique de l'articulation temporo-mandibulaire dans une approche "théorie des mécanismes" nécessite de caractériser les déplacements (ou mobilités) de la mandibule par rapport aux zones temporales. Une méthode mécanique existe. Basée sur l'utilisation d'un stylet traceur, elle fournit des résultats graphiques dans les seuls cas de mouvements plans (ouverture-fermeture, protrusion) et exclut des enregistrements lors de mouvements de mastication, latérotrusion ... Cette étude élabore un protocole expérimental nouveau, élargit et améliore les résultats et leur traitement [Mesnard, 02/3].

La caractérisation de la liaison prend appui sur des résultats obtenus en exploitant l'analyse vidéo tridimensionnelle et la reconstruction 3D. La phase expérimentale met en œuvre des outils et des techniques utilisés en vidéo, traitement du signal, orthodontie ...

### 1.1 Approche "théorie des mécanismes"

Les deux maxillaires sont assimilés à des solides infiniment rigides. Deux diarthroses ou liaisons en parallèle,  $atm_1$  et  $atm_2$ , réalisent l'articulation naturelle équivalente,  $atm_{eq.}$ , entre le maxillaire inférieur (mandibule) d'une part et le maxillaire supérieur (zones temporales du crâne) d'autre part (Figure 47).

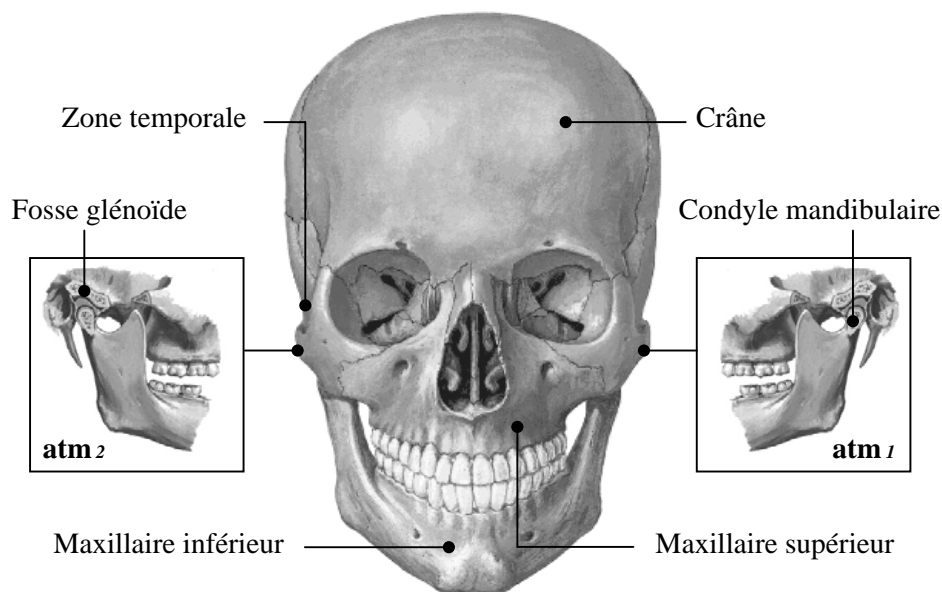


Figure 47 : Liaisons élémentaires  $atm_1$  et  $atm_2$  en parallèle.

Lors de la mise en mouvement sous les actions musculaires, la condition de compatibilité cinématique se traduit par l'égalité des torseurs,

$$\{ V_{mc_1} \} = \{ V_{mc_2} \} = \{ V_{mc} \} \quad \text{avec,}$$

$\{ V_{mc_i} \}$  : torseur cinématique de la liaison atm<sub>i</sub> et,  
 $\{ V_{mc} \}$  : torseur cinématique de la liaison atm<sub>ég.</sub>

## 1.2 Caractérisation cinématique de l'ATM, protocole

A une échelle globale, la vidéo tridimensionnelle et la reconstruction 3D, enregistrent les déplacements du maxillaire supérieur d'une part, et ceux de la mandibule d'autre part. La caractérisation cinématique de la liaison naturelle est ensuite réalisée par le calcul des déplacements du centre de l'articulation à partir des relevés précédents.

A une échelle locale, l'observation des deux diarthroses par dissection renseigne sur les déplacements des centres des condyles compatibles avec la géométrie des surfaces de contact.

Le protocole (Figure 48) est mis en œuvre pour deux sujets mésodivergents<sup>1</sup> dans cette étude. Il calcule *in vivo* les intensités des déplacements du centre de l'articulation.

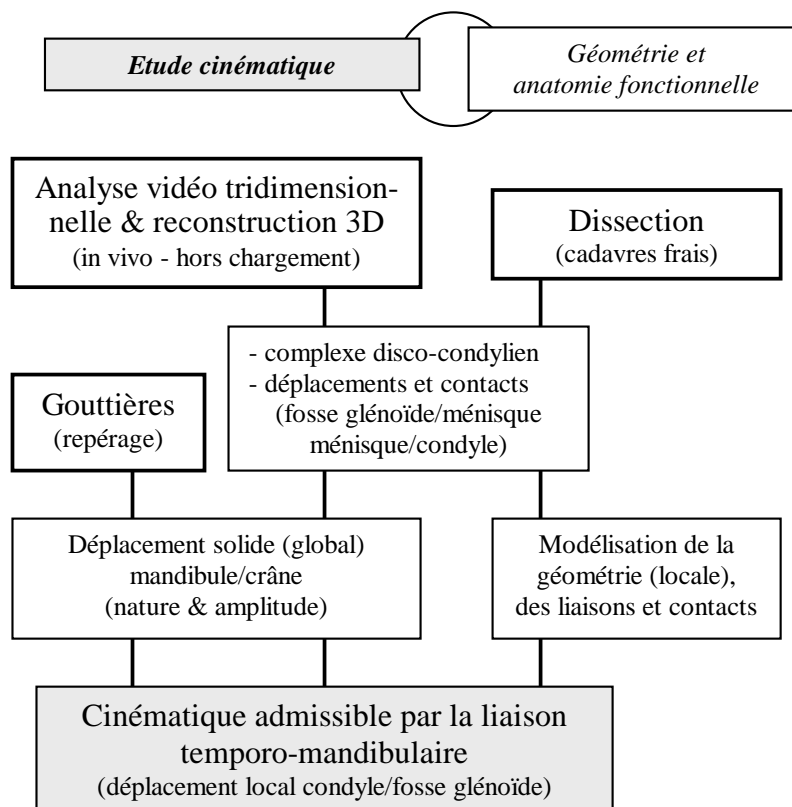


Figure 48 : Protocole expérimental, axes "Cinématique et géométrie".

<sup>1</sup> Géométrie d'occlusion la plus fréquente, deux sujets sur trois environ.

## 2 Analyse vidéo tridimensionnelle

L'analyse vidéo tridimensionnelle permet, avec une précision satisfaisante et un coût qui peut être limité, de décrire les déplacements relatifs de segments du corps humain.

Les techniques de mesurage 3D à partir d'images provenant de caméras cinématographiques (stéréophotogrammétrie) ont longtemps nécessité la connaissance des paramètres internes caractéristiques des caméras. Abdel-Aziz et Karara ont développé une méthode basée sur un étalonnage du volume filmé [Abdel-Aziz, 71] [Shapiro, 78] [Van Gheluwe, 78]. Cette évolution de la reconstruction 3D appelée Direct Linear Transformation (DLT) applique les techniques antérieures de la stéréophotogrammétrie à des caméras dont les paramètres internes sont inconnus.

L'algorithme de reconstruction de la DLT permet de déterminer les coordonnées spatiales d'un point à partir des prises de vue de ce point par deux caméras (ou plus). Il s'appuie sur la relation linéaire qui existe entre les coordonnées d'un point sur le plan de l'image numérisée et les coordonnées connues dans le repère de calibrage [Morlier, 99]. Une vidéo au format européen est composée d'une succession de vingt-cinq images par seconde. Appliquée à chaque trame, la reconstruction 3D permet alors de déterminer la trajectoire d'un point filmé au cours du mouvement.

### 2.1 Analyse optique

La caméra vidéo (modèle simplifié) est représentée par un parallélépipède qui comporte une ouverture de petites dimensions simulant la lentille de l'objectif.

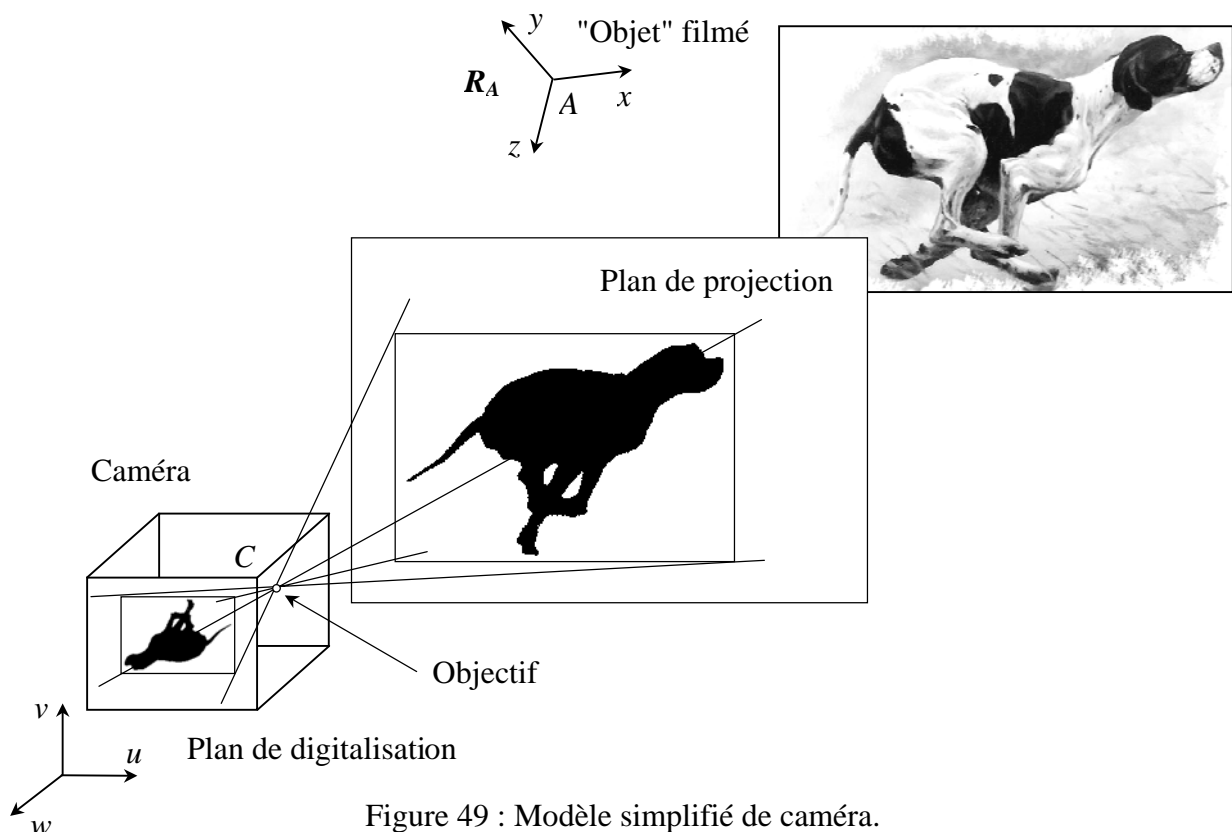


Figure 49 : Modèle simplifié de caméra.

En passant par l'ouverture, la lumière d'un objet situé dans le champ de la caméra produit une image inversée dans le plan de digitalisation (Figure 49). Par le trajet inverse, en l'absence de distorsion, les points d'intersection des rayons lumineux avec un plan de projection déterminent l'image projetée. Le plan de projection idéal reste parallèle au plan de digitalisation.

### 2.1.1 Méthode de la Direct Linear Transformation

L'objectif de la Direct Linear Transformation est d'établir les relations entre les coordonnées d'un point de l'espace (situé dans le champ de la caméra) et les coordonnées de l'image de ce point dans le repère attaché au plan de projection. Le réglage de la caméra reste figé : profondeur de champ, mise au point ... L'analyse géométrique est élaborée à partir du modèle simplifié de caméra (Figure 49).

La prise de vue d'un point par deux caméras occupant des positions différentes permet de reconstruire les coordonnées spatiales de ce point dans le repère lié au volume de contrôle. L'algorithme de reconstruction est basé sur l'étalonnage du volume filmé. Seules les distorsions linéaires selon les deux axes du plan de digitalisation, plan de l'image, sont prises en compte.

*Relations entre les coordonnées d'un point dans les repères  $R_A(A, b)$  et  $R_B(B, b_0)$*

Le développement [Walton, 81] [Dapena, 81] [Morlier, 99] nécessite de définir trois repères (Figure 50). Le repère  $R_A(A, b)$  est lié à l'espace du volume filmé - base  $b(\bar{x}, \bar{y}, \bar{z})$ . Le repère  $R_B(B, b_0)$  est lié au plan de projection - base  $b_0(\bar{u}, \bar{v}, \bar{w})$ . Le point B, confondu avec un point de l'image, est arbitraire. Le repère  $R_C$  lié à l'objectif de la caméra est noté  $R_C(C, b_0)$ . Le point C est situé au centre de l'objectif et le vecteur  $\bar{w}$  représente le vecteur directeur de l'axe optique. Le point O est un point de l'objet filmé. Enfin, dans le plan de projection, le point P correspond à l'intersection avec l'axe optique et le point I avec le rayon CO.

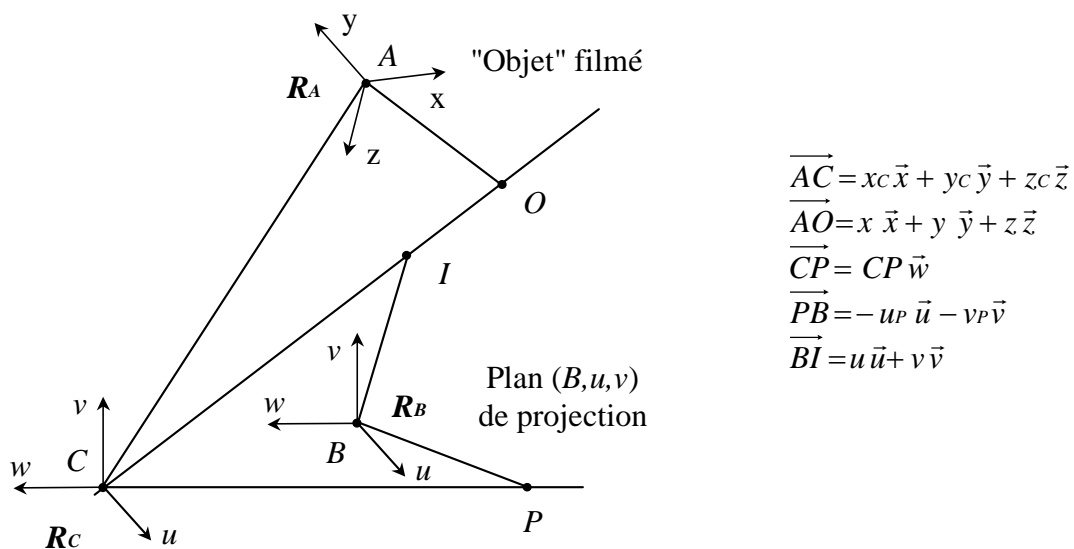


Figure 50 : Notations et définition des repères.

Les vecteurs  $\overrightarrow{CO}$  et  $\overrightarrow{CI}$  sont colinéaires,  $\overrightarrow{CO} = \lambda \overrightarrow{CI}$ .

En formant la somme  $\overrightarrow{CI} = \overrightarrow{CP} + \overrightarrow{PB} + \overrightarrow{BI}$ , il vient :  $\overrightarrow{CO} = \lambda(u - u_P)\vec{u} + \lambda(v - v_P)\vec{v} + \lambda CP \vec{w}$ .

En formant ensuite  $\overrightarrow{CO} = \overrightarrow{AO} - \overrightarrow{AC}$ , il vient :  $\overrightarrow{CO} = (x - x_C)\vec{x} + (y - y_C)\vec{y} + (z - z_C)\vec{z}$ .

Si  $\overline{\Theta}$ , représente la matrice de passage de la base  $b_0$  vers la base  $b$ , alors  $(b) = \overline{\Theta}(b_0)$ .

En égalant les deux expressions du vecteur  $\overrightarrow{CO}$ , après projections sur la base  $b_0$ , il vient :

$$\lambda u = \theta_{11}(x - x_C) + \theta_{21}(y - y_C) + \theta_{31}(z - z_C) + \lambda u_P \quad (1)$$

$$\lambda v = \theta_{12}(x - x_C) + \theta_{22}(y - y_C) + \theta_{32}(z - z_C) + \lambda v_P \quad (2)$$

$$\lambda CP = \theta_{13}(x - x_C) + \theta_{23}(y - y_C) + \theta_{33}(z - z_C) \quad (3)$$

En injectant l'équation (3) dans les équations (1) et (2) et en regroupant ensuite les termes constants, les coordonnées  $u$  et  $v$  du point I dans le repère  $R_B(B, b_0)$ , peuvent être écrites sous la forme suivante :

$$u = \frac{ax + by + cz + d}{Ex + Fy + Gz + I} \quad \text{et,} \quad v = \frac{hx + jy + kz + l}{Ex + Fy + Gz + I}$$

Les coordonnées  $u$  et  $v$ , du point I dans le repère  $R_B(B, b_0)$ , sont exprimées dans un plan de projection idéal. Dans la réalité des déformations apparaissent. Ces distorsions sont prises en compte par l'introduction de deux facteurs de correction. Ces deux facteurs  $\lambda_1$  et  $\lambda_2$  peuvent être distincts. Les expressions des coordonnées du point I dans le repère  $R_B(B, b_0)$  prennent, par suite, la forme :

$$U = \lambda_1 u = \frac{Ax + By + Cz + D}{Ex + Fy + Gz + I} \quad \text{et,} \quad V = \lambda_2 v = \frac{Hx + Jy + Kz + L}{Ex + Fy + Gz + I} \quad (4)$$

#### Détermination des constantes de la DLT, étalonnage

Les valeurs de  $A, B, C, D, E, F, G, H, J, K$  et  $L$  sont constantes pour un réglage figé de la caméra. Elles dépendent des paramètres internes ( $\lambda_1, \lambda_2, u_P, v_P$  et  $CP$ ) et des paramètres externes ( $x_C, y_C, z_C$  et  $\theta_{ij}$  pour  $i$  et  $j$  variant de 1 à 3). Un point de coordonnées  $(x, y, z)$  connues dans le repère  $R_A(A, b)$  permet d'établir les deux équations (4). Pour déterminer les onze constantes, il faut donc filmer six points ou cibles de coordonnées connues dans  $R_A(A, b)$ , numériser l'image et, pour chaque point, mesurer les coordonnées  $(U, V)$  correspondantes. Cette phase de calibrage (ou étalonnage) conduit alors à un système surdimensionné de douze équations et onze inconnues.

L'étalonnage détermine les onze paramètres de la Direct Linear Transformation pour chaque caméra et son réglage. Chaque caméra est positionnée et réglée pour l'enregistrement d'un champ qui enveloppe le déplacement global du sujet (ou d'une partie du sujet) et les déplacements relatifs des segments corporels visés. Ce champ est matérialisé par une silhouette de calibrage (ou boîte) dont les dimensions sont évaluées pour créer un volume correspondant (Figure 51).



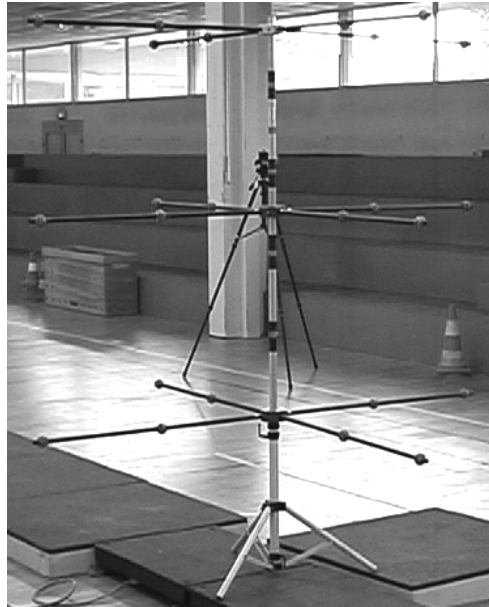


Figure 51 : Silhouette de calibrage pour l'étude de mouvements athlétiques.

Cette silhouette comporte nécessairement six points ou cibles de coordonnées connues dans le repère  $R_A(A,b)$ . Pour améliorer la précision, elle doit en comporter un nombre supérieur à six. Dix-huit points de référence sont utilisés dans toute cette étude pour déterminer les onze constantes. Ce nombre plus élevé de points de contrôle surdimensionne encore le système d'équations.

Pour cet ensemble de dix-huit points, il faut alors résoudre le système ci-dessous de trente-six équations et onze inconnues pour chaque caméra et son réglage.

$$\begin{bmatrix}
 x_1 & y_1 & z_1 & 1 & -U_1 x_1 & -U_1 y_1 & -U_1 z_1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 x_2 & y_2 & z_2 & 1 & -U_2 x_2 & -U_2 y_2 & -U_2 z_2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\
 \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\
 x_{18} & y_{18} & z_{18} & 1 & -U_{18} x_{18} & -U_{18} y_{18} & -U_{18} z_{18} & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & -V_1 x_1 & -V_1 y_1 & -V_1 z_1 & x_1 & y_1 & z_1 & 1 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & -V_2 x_2 & -V_2 y_2 & -V_2 z_2 & x_2 & y_2 & z_2 & 1 \\
 \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\
 \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\
 0 & 0 & 0 & 0 & -V_{17} x_{17} & -V_{17} y_{17} & -V_{17} z_{17} & x_{17} & y_{17} & z_{17} & 1 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & -V_{18} x_{18} & -V_{18} y_{18} & -V_{18} z_{18} & x_{18} & y_{18} & z_{18} & 1
 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} A \\ B \\ C \\ D \\ E \\ F \\ G \\ H \\ J \\ K \\ L \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} U_1 \\ U_2 \\ \cdot \\ \cdot \\ U_{18} \\ V_1 \\ V_2 \\ \cdot \\ \cdot \\ V_{17} \\ V_{18} \end{bmatrix}$$

Système 1

La résolution du système s'effectue par la méthode des "moindres carrés" qui détermine les onze constantes de la Direct Linear Transformation pour la caméra et son réglage.

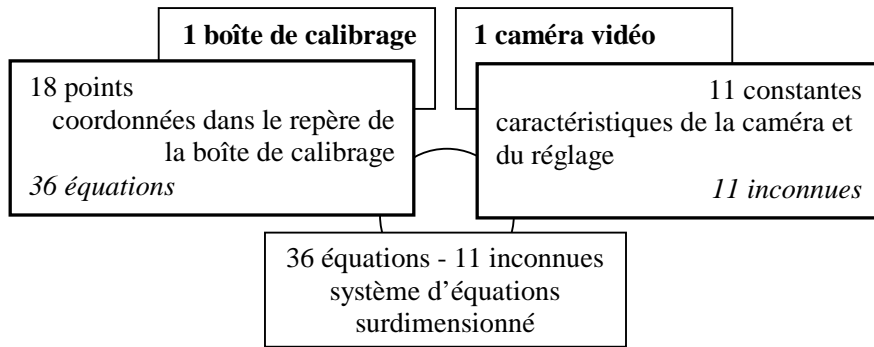


Figure 52 : Calibrage d'une caméra.

*Détermination des coordonnées d'un point de l'objet dans le repère  $R_A(A,b)$*

Pour déterminer les coordonnées spatiales d'un point d'un objet, l'objet doit être filmé par au moins deux caméras préalablement calibrées (Figure 53). Deux caméras sont utilisées dans toute cette étude. Les onze constantes de la DLT sont donc connues pour chaque caméra et son réglage. Ces grandeurs sont notées  $A_1, B_1, \dots$  et  $L_1$  pour la caméra 1 et  $A_2, B_2, \dots$  et  $L_2$  pour la caméra 2. Dans le repère  $R_A(A,b)$ ,  $x, y$  et  $z$  désignent les coordonnées du point  $O$  de l'objet filmé. Les coordonnées de ce point  $O$  sont notées  $U_1$  et  $V_1$  dans le plan de numérisation de la caméra 1. Elles sont notées  $U_2$  et  $V_2$  dans le plan de numérisation de la caméra 2.

Le système 2 de quatre équations et trois inconnues s'écrit alors à partir des équations (4) :

$$\begin{bmatrix} A_1-E_1 U_1 & B_1-F_1 U_1 & C_1-G_1 U_1 \\ H_1-E_1 V_1 & J_1-F_1 V_1 & K_1-G_1 V_1 \\ A_2-E_2 U_2 & B_2-F_2 U_2 & C_2-G_2 U_2 \\ H_2-E_2 V_2 & J_2-F_2 V_2 & K_2-G_2 V_2 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} U_1-D_1 \\ V_1-L_1 \\ U_2-D_2 \\ V_2-L_2 \end{bmatrix} \quad \text{Système 2}$$

La résolution du système est effectuée par la méthode des "moindres carrés" qui détermine les coordonnées du point filmé dans le repère  $R_A(A,b)$ . Appliquée ensuite à chaque trame du film, cette méthode permet de reconstruire la trajectoire d'un point.

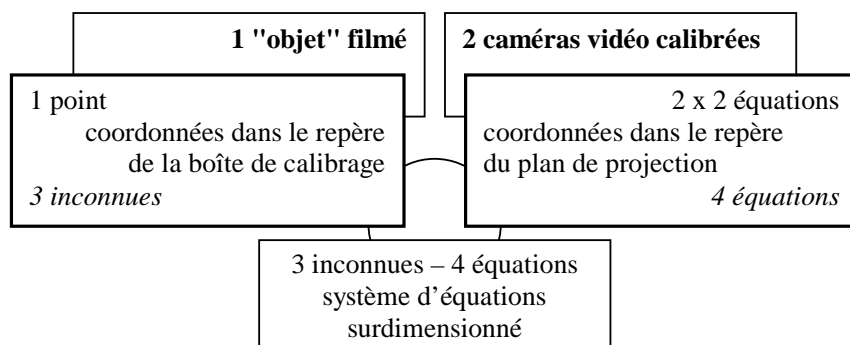


Figure 53 : Coordonnées d'un point.

### 2.1.2 Résolution de systèmes linéaires surdimensionnés

Pour les systèmes 1 et 2 précédents, le nombre d'équations  $m$  est supérieur au nombre d'inconnues  $n$ . Le vecteur  $[X] \in \mathbf{R}^n$  à déterminer est solution du système  $[M][X] = [N]$ . Les coefficients de la matrice  $[M] \in \mathbf{R}^{m \times n}$  et les composantes du vecteur  $[N] \in \mathbf{R}^m$  sont connus, donnés ou mesurés.

Système	Equations $m$	Inconnues $n$	Matrice $[M]$	Vecteur $[X]$	Vecteur $[N]$
1	$m = 4$	$n = 3$	$[M] \in \mathbf{R}^{4 \times 3}$	$[X] \in \mathbf{R}^3$	$[N] \in \mathbf{R}^4$
2	$m = 36$	$n = 11$	$[M] \in \mathbf{R}^{36 \times 11}$	$[X] \in \mathbf{R}^{11}$	$[N] \in \mathbf{R}^{36}$

Ces systèmes surdimensionnés ( $m > n$ ) ne possèdent pas, par suite, de solution unique. Pour rechercher une solution, le vecteur résidu  $[R] \in \mathbf{R}^m$  est défini par  $[R] = [N] - [M][X]$ .

Le vecteur  $[X]$ , solution du système surdimensionné au sens des moindres carrés, minimise la norme de  $[R]$ ,  $([R]^T \cdot [R])$ . Ce minimum est atteint lorsque  $([M]^T \cdot [M]) \cdot [X] = [M]^T \cdot [N]$  ou encore pour  $[X] = ([M]^T \cdot [M])^{-1} [M]^T \cdot [N]$  (démonstration en annexe 2).

### 2.2 Chronologie des opérations et équipements associés

Deux caméras de type "Panasonic S-VHS" sont utilisées ici. Lors des phases d'étalonnage et de reconstruction ensuite, l'enregistrement et le traitement des informations sont assistés par ordinateur (Figure 54).

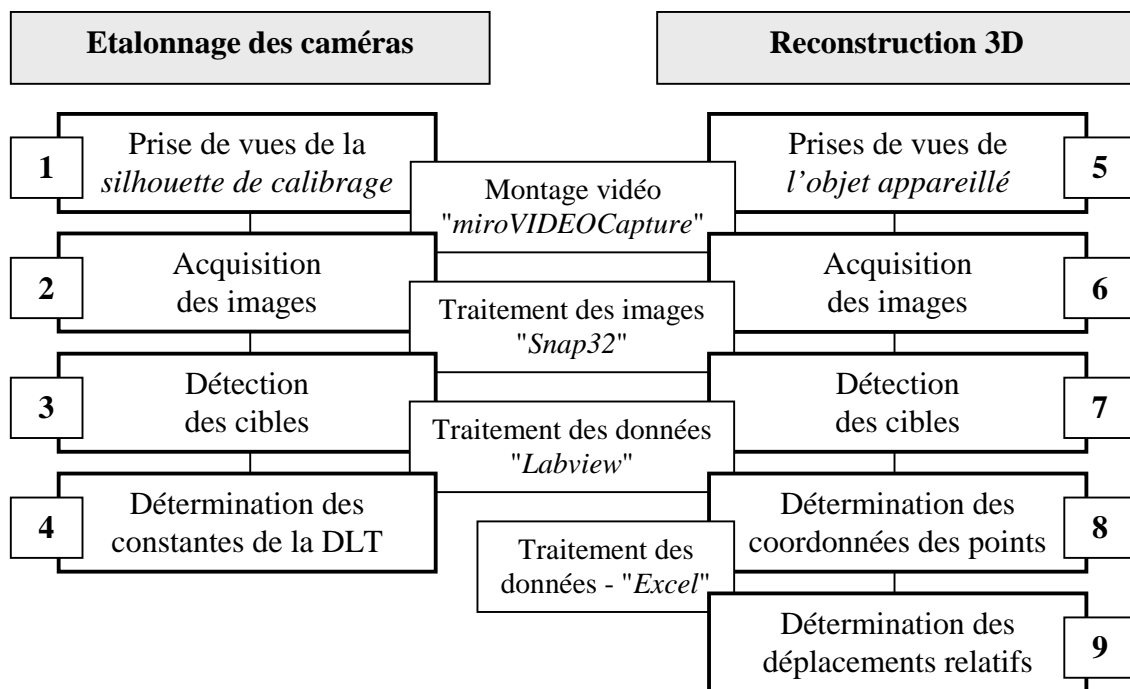


Figure 54 : Etalonnage des caméras et reconstruction 3D.

Après réalisation des prises de vues par les caméras, l'acquisition des images s'effectue par l'utilisation d'un logiciel de montage vidéo (miroVIDEOCapture, Société Pinnacle Systems). La détection des cibles de la silhouette ou de l'objet appareillé est réalisée par l'exploitation d'un logiciel de traitement d'images (Snap32, Société Biometrics). Une première application détermine tout d'abord les constantes de la Direct Linear Transformation par la résolution du système 1. Une seconde application résout ensuite le système 2 et détermine les coordonnées des cibles représentées sur l'objet [Morlier, 99]. L'enregistrement et l'exploitation de ces coordonnées sur tableur permettent enfin de calculer et de tracer les évolutions recherchées.

### 3 Mise en œuvre pour l'étude de l'ATM

Pour exploiter la vidéo tridimensionnelle, le dispositif expérimental doit être adapté au cas particulier de cette double diarthrose. Ce dispositif répond tout d'abord aux impératifs de la phase d'étalonnage (silhouette) et à ceux de la phase de reconstruction ensuite (solidarisation des cibles).

#### 3.1 Etalonnage des caméras, silhouette de calibrage

Les deux caméras sont positionnées pour un champ d'enregistrement qui enveloppe les déplacements relatifs estimés des maxillaires, d'une part, et les déplacements globaux de la tête, très limités, d'autre part.

Ce champ d'enregistrement est ici matérialisé par une boîte de calibrage (Figure 55) qui crée un volume parallélépipédique aux dimensions voisines de 250 mm x 200 mm x 150 mm. Cette boîte comporte un ensemble de dix-huit cibles, aux coordonnées connues, distribuées dans deux plans parallèles distants de 125 mm.

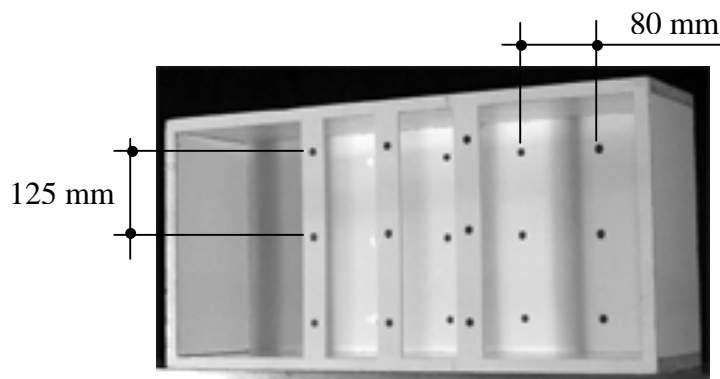


Figure 55 : Boîte de calibrage.

#### 3.2 Sélection des volontaires, critères

Les sujets sélectionnés pour valider l'application de cette méthode doivent n'avoir subi aucun traitement orthodontique susceptible de modifier la physiologie musculaire et, par suite, en phase de croissance les caractères morphologiques articulaires.

*Premiers sujets*

De sexe féminin, les deux premiers volontaires sont respectivement âgés de vingt-huit et de vingt-six ans et présentent une dentition complète. Exempts de prothèse dentaire, de toute pathologie articulaire, ils sont également mésodivergents<sup>1</sup>, cas physiologique le plus fréquent.

*Divergence faciale*

La notion de divergence est définie par un tracé géométrique (Figure 56) suivi d'une étude statistique [Girardot, 00]. L'intersection du plan postérieur et du plan de base tangents à la mandibule définit un axe transversal et, en projection dans le plan sagittal, le point A. Le point A', point supérieur de l'os nasal, détermine la ligne faciale. La valeur de l'angle  $a$  ou la longueur du segment A'A'' caractérisent la divergence.

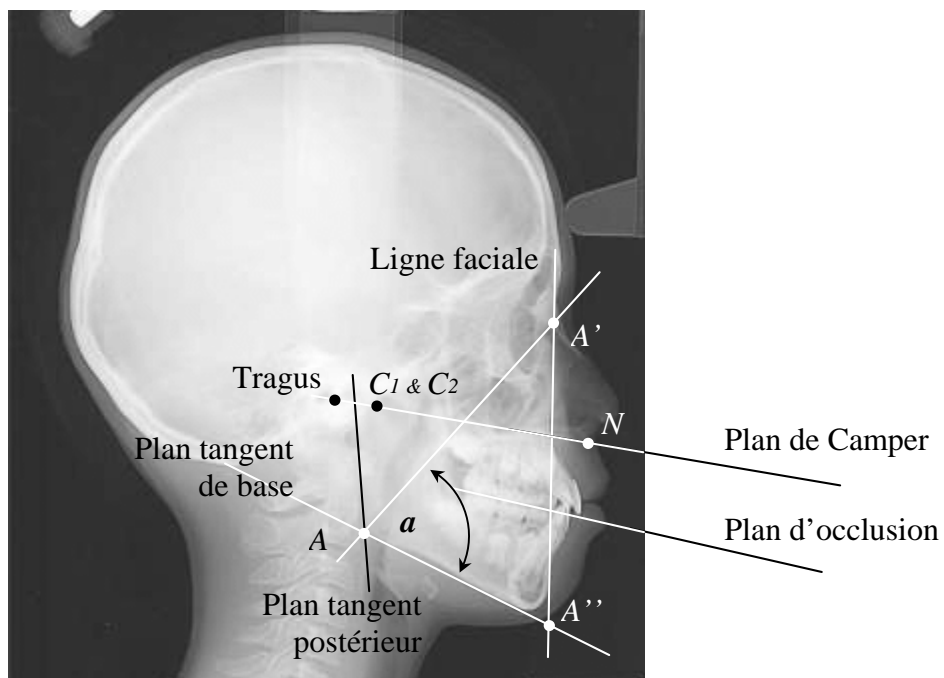


Figure 56 : Plan d'occlusion, plan de Camper et angle de divergence (Image GREYC<sup>2</sup>).

L'étude statistique [N'Dindin, 00] conduite sur une population de soixante patients de type caucasien<sup>3</sup> établit des variations de l'angle  $a$  et une répartition en trois groupes (Tableau 1).

	Hypodivergent	Mésodivergent	Hyperdivergent
Angle divergence $a$	Inférieur à $68^\circ$	$68^\circ < a < 76^\circ$	Supérieur à $76^\circ$
Nb. et pourcentage	5 – 8.5 %	47 – 81%	6 – 10.5%

Tableau 1 : Divergence faciale, statistique.

<sup>1</sup> Méso, préfixe, racine grecque : au milieu.

<sup>2</sup> GREYC : Groupe de Recherche en Informatique, Image et Instrumentation de l'Université de Caen.

<sup>3</sup> Type caucasien : ensemble de caractères propres à une population originaire du Caucase.

Pour le groupe de patients mésodivergents (Figure 56), le plan morphologique matérialisé par les trois points  $N$ ,  $C_1$  et  $C_2$  (ou plan de Camper<sup>1</sup>) et le plan d'occlusion sont alors quasi-parallèles ( $\pm 3^\circ$ ).

### 3.3 Reconstruction 3D et déplacements relatifs

Pour étudier les déplacements de la mandibule par rapport au maxillaire supérieur, des points de repérage doivent être associés au maxillaire d'une part et à la mandibule d'autre part. La pose d'aiguilles intra-corticales au niveau des condyles mandibulaires serait particulièrement douloureuse. La précision nécessaire du repérage conduit ici à proscrire un repérage cutané, mobile par rapport aux zones osseuses voisines [**Chiari, 05/1**]. Un dispositif original assurant des positions relatives constantes des cibles [**Chiari, 05/2**] au cours du déplacement de la mandibule doit donc être conçu.

#### 3.3.1 Gouttières et plaques de repérage

Les deux arcades dentaires constituent des plans squelettiques de référence, permanents, quasi-indéformables.

##### *Gouttières*

Deux gouttières solidaires des arcades dentaires sont réalisées en méthacrylate de méthyle. Elles sont moulées sur les empreintes<sup>2</sup> propres au volontaire, obtenues à partir des matériels utilisés en orthodontie (Figure 57). Un jonc métallique rigide est inséré dans la gouttière lors du moulage. Ce jonc permet ensuite de lier une plaque à chaque arcade par collage.

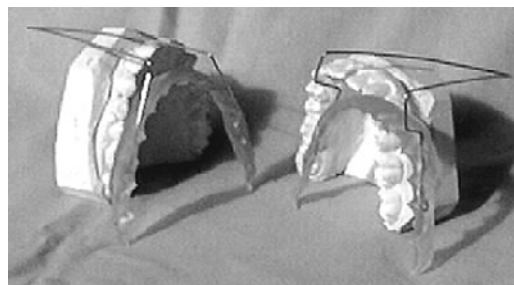


Figure 57 : Modèles, gouttières et joncs.

##### *Plaques de repérage*

Les plaques sont découpées dans du carton plume, léger et rigide (Figure 58). Le dispositif doit ne pas contrarier les mouvements naturels et aucun déplacement de la gouttière par rapport à l'arcade n'est possible. Les vitesses d'exécution des mouvements restent "faibles" et "régulières". Par suite, la déformation des joncs métalliques peut être négligée.

---

<sup>1</sup> Pétrus Camper : élabore et présente la théorie des angles faciaux à l'Académie des Sciences de Paris en 1768.

<sup>2</sup> Empreintes réalisées au Laboratoire de Mécanique Physique de l'Université Bordeaux I et gouttières moulées au Laboratoire de Prothèses Dentaires du Sud-Ouest à Bordeaux.

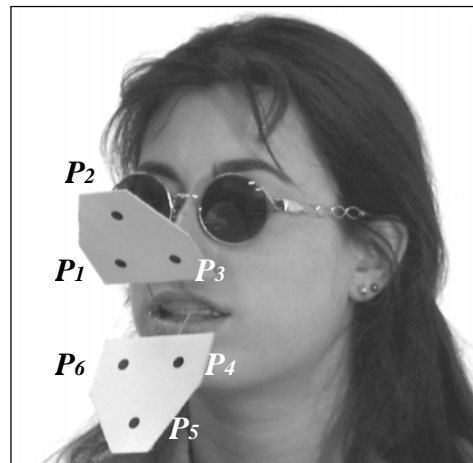


Figure 58 : Plaques et points de repérage (Cindy, volontaire 2).

### 3.3.2 Définition et détermination des repères

Chaque plaque comporte trois points de repérage (Figure 58). Trois points matérialisent un triangle indéformable et permettent de définir un repère.

#### Repères liés aux deux plaques

Le repère  $R_H(H, b_H)$ , lié à la plaque maxillaire supérieure (Figure 59), est défini à partir des trois cibles  $P_1$  à  $P_3$ . Le point  $H$  représente le barycentre de ces trois points. La normale  $\vec{z}_H$  est colinéaire au produit vectoriel  $\overrightarrow{HP_1} \wedge \overrightarrow{HP_3}$ . Le vecteur secondaire  $\vec{x}_H$  est colinéaire au vecteur  $\overrightarrow{P_1P_3}$ . La base orthonormée  $b_H$  est complétée par le produit  $\vec{y}_H = \vec{z}_H \wedge \vec{x}_H$ .

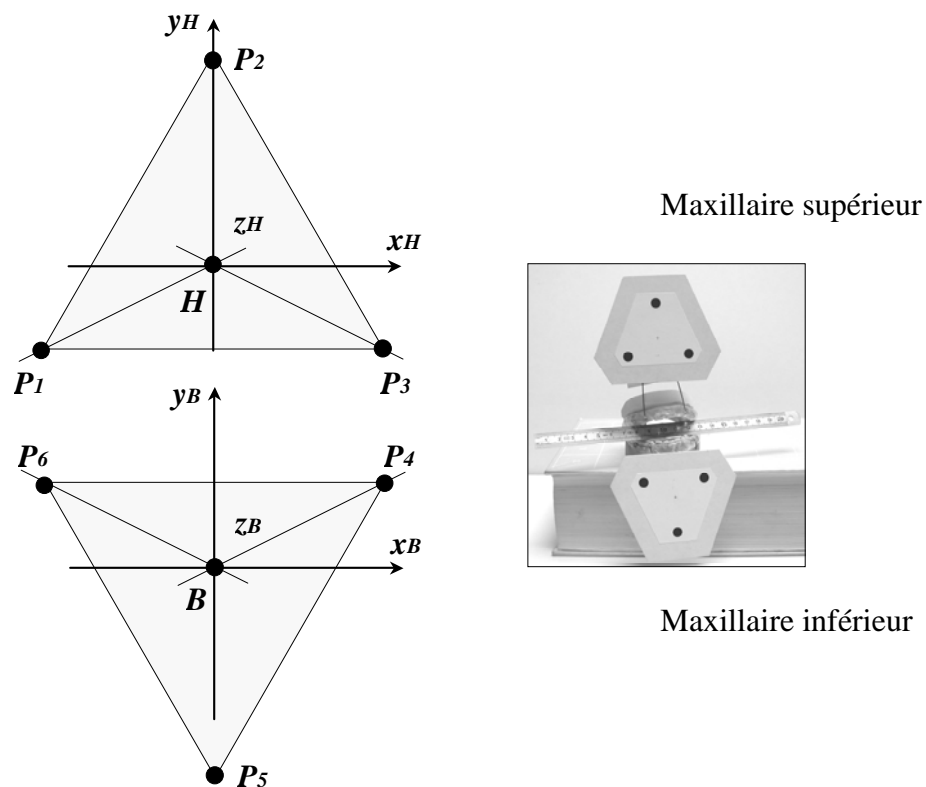


Figure 59 : Définition des repères liés aux plaques.

De façon analogue, le repère  $R_B(B, b_B)$  lié à la plaque mandibulaire (Figure 59), est défini à partir des trois cibles  $P_4$  à  $P_6$ . Le point  $B$  représente le barycentre de ces trois points. La normale  $\vec{z}_B$  est colinéaire au produit vectoriel  $\overrightarrow{BP_4} \wedge \overrightarrow{BP_6}$ . Le vecteur secondaire  $\vec{x}_B$  est colinéaire au vecteur  $\overrightarrow{P_6P_4}$ . La base orthonormée  $b_B$  est complétée par le produit  $\vec{y}_B = \vec{z}_B \wedge \vec{x}_B$ .

#### Détermination des repères

La détermination des coordonnées des six cibles de repérage (maxillaire, points  $P_1$  à  $P_3$  et mandibule, points  $P_4$  à  $P_6$ ) permet de calculer les composantes des vecteurs des bases  $b_H$  et  $b_B$  ainsi que les coordonnées des points  $H$  et  $B$  dans le repère  $R_A(B, b_A)$  lié à la boîte de calibrage.

### 3.3.3 Détermination d'un repère morphologique

#### Notations complémentaires

Les points  $C_{10}$  et  $C_{20}$  désignent les positions occupées, en occlusion centrée, par les centres  $C_1$  et  $C_2$  des deux condyles mandibulaires. Le point  $C$ , centre de l'articulation, situé au milieu du segment  $C_1C_2$  coïncide alors avec  $C_0$ , milieu de  $C_{10}C_{20}$  (Figure 60).

Le point  $I_0$  désigne la position occupée, en occlusion centrée, par le point supérieur des incisives mandibulaires noté  $I$ . Le segment  $I_0I$  représente la distance inter-incisives. De façon analogue, le point  $B_0$  désigne la position du point  $B$  à l'instant initial. Le déplacement du point  $B$  est alors représenté par le segment  $B_0B$ .

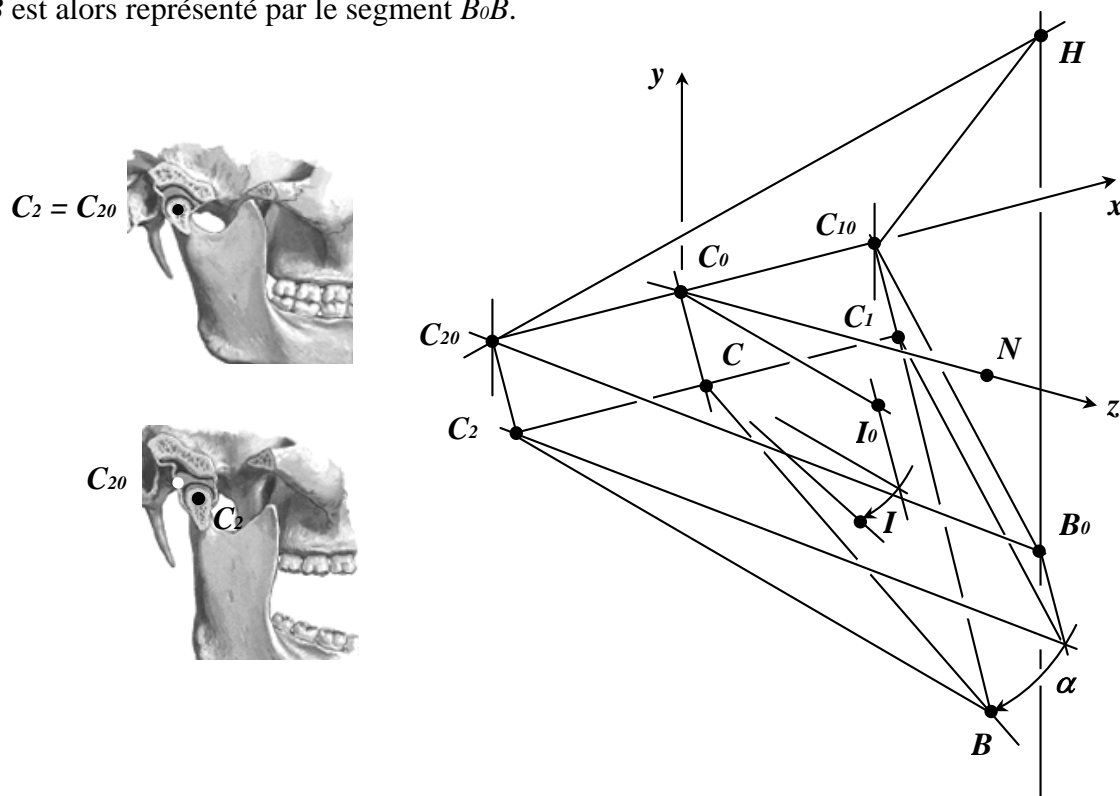


Figure 60 : Notations, centres des condyles et de l'articulation.

#### Relevé morphologique

Une plaque complémentaire (Figure 61) comportant également trois cibles est réalisée pour cette phase. Fixée par une potence, elle est placée en occlusion centrée successivement aux



points  $C_1$ ,  $C_2$  et  $N$  pour l'enregistrement en statique de quelques images. Les coordonnées des points  $C_{10}$ ,  $C_{20}$  et  $N$  dans le repère de la boîte de calibrage sont obtenues par calcul.

Les trois points  $C_{10}$ ,  $C_{20}$  et  $N$  déterminent un plan morphologique. Le repère  $R(C_0, b)$  est défini par les directions  $C_0N$  et  $C_{20}C_{10}$  (Figure 60). Le vecteur normé  $\vec{z}$  est colinéaire au vecteur  $\overrightarrow{C_0N}$ . Le vecteur normé  $\vec{x}$  est colinéaire au vecteur  $\overrightarrow{C_{20}C_{10}}$ . Le produit  $\vec{y} = \vec{z} \wedge \vec{x}$  complète la base orthonormée  $b$ . Les déplacements des points  $C_1$ ,  $C_2$ ,  $C$  et  $I$  peuvent ainsi être exprimés et représentés dans le repère  $R$ .

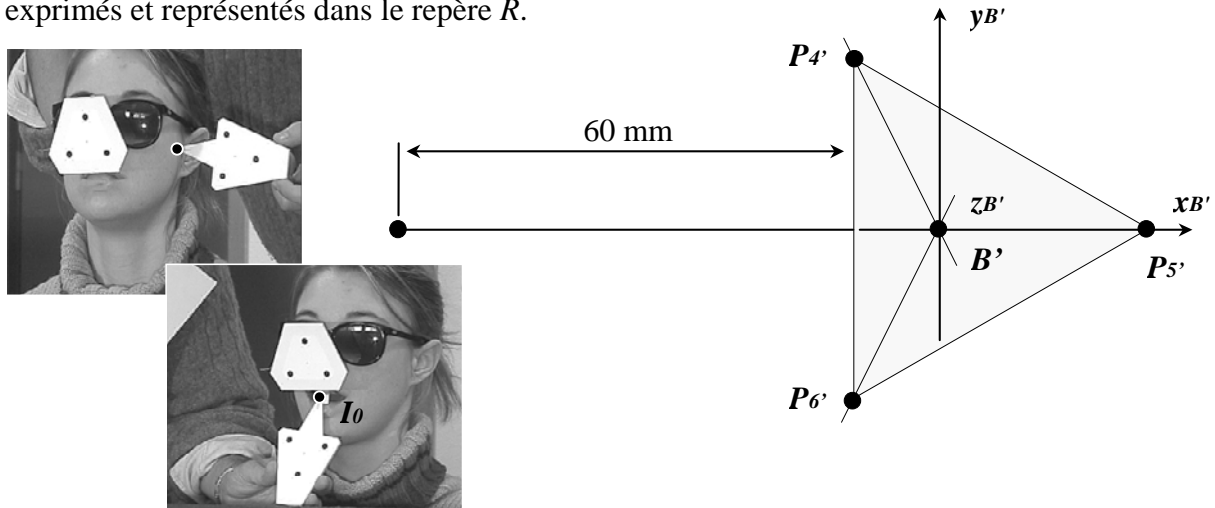


Figure 61 : Plaque complémentaire pour le relevé morphologique.

### 3.3.4 Déplacements de la mandibule par rapport au maxillaire supérieur

L'instant initial correspond au rapport dentaire d'intercuspidation maximal. A partir des déplacements relatifs des repères  $R_H$  et  $R_B$ , il est possible d'exprimer les déplacements des points  $C$ ,  $C_1$ ,  $C_2$  et  $I$ .

#### Déplacement du centre de la liaison, $C$

Au cours du mouvement et donc de l'enregistrement, le vecteur position  $\overrightarrow{C_0C}$  correspond au déplacement du point  $C$  (Figure 60). Dans la somme,  $\overrightarrow{C_0C} = \overrightarrow{C_0H} + \overrightarrow{HB} + \overrightarrow{BC}$ , les deux vecteurs  $\overrightarrow{C_0H}$  et  $\overrightarrow{BC}$  restent constants respectivement dans les repères  $R_H(H, b_H)$  et  $R_B(B, b_B)$ .

A l'instant initial, le vecteur  $\overrightarrow{BC}$  est identique au vecteur  $\overrightarrow{BC_0}$  qui peut être exprimé sur la base  $b_H$  et par changement sur la base  $b_B$ . Les composantes des vecteurs  $\overrightarrow{C_0H}$  et  $\overrightarrow{BC}$  résultent de la morphologie du sujet et des positions arbitraires des plaques par rapport aux arcades.

#### Déplacements des centres des condyles mandibulaires, $C_1$ et $C_2$

De façon analogue, au cours du mouvement, le vecteur position  $\overrightarrow{C_{10}C_1}$  traduit le déplacement du point  $C_1$  (Figure 60). Dans la somme,  $\overrightarrow{C_{10}C_1} = \overrightarrow{C_{10}H} + \overrightarrow{HB} + \overrightarrow{BC_1}$ , les deux vecteurs  $\overrightarrow{C_{10}H}$  et  $\overrightarrow{BC_1}$  restent constants respectivement dans les repères  $R_H(H, b_H)$  et  $R_B(B, b_B)$ .

A l'instant initial, le vecteur  $\overrightarrow{BC_1}$  est identique au vecteur  $\overrightarrow{BC_{10}}$  qui peut être exprimé sur la base  $b_H$  et par changement sur la base  $b_B$ . Les composantes des vecteurs  $\overrightarrow{C_{10}H}$  et  $\overrightarrow{BC_1}$  résultent de la morphologie du sujet et des positions arbitraires des plaques. Le raisonnement est identique pour le centre du second condyle,  $C_2$ .

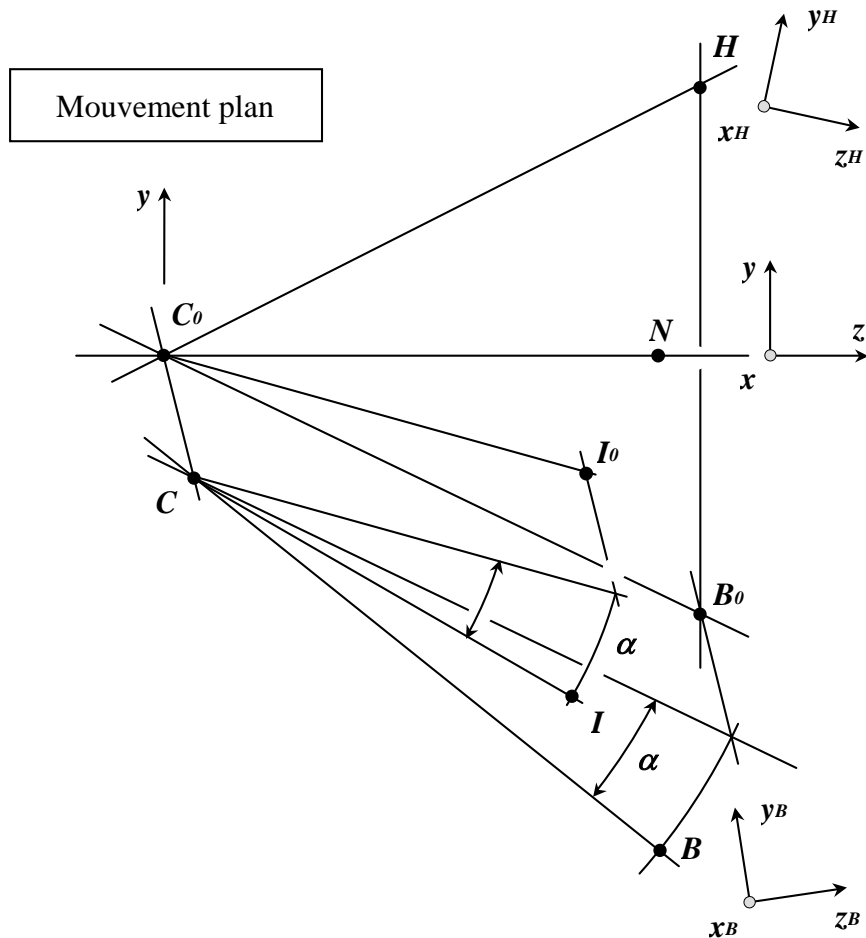


Figure 62 : Déplacement plan du centre de l’articulation, distance inter-incisives.

*Déplacement du point I, distance inter-incisives*

Enfin, au cours du mouvement, le vecteur position  $\overrightarrow{IoI}$  correspond au déplacement du point I (Figure 60). Dans la somme,  $\overrightarrow{IoI} = \overrightarrow{IoH} + \overrightarrow{HB} + \overrightarrow{BI}$ , les vecteurs  $\overrightarrow{IoH}$  et  $\overrightarrow{BI}$  restent donc constants respectivement dans les repères  $R_H(H, b_H)$  et  $R_B(B, b_B)$ .

A l’instant initial, le vecteur  $\overrightarrow{BI}$  est identique au vecteur  $\overrightarrow{BI_0}$  qui peut être exprimé sur la base  $b_H$  et par changement sur la base  $b_B$  (Figure 62). Les composantes des vecteurs  $\overrightarrow{IoH}$  et  $\overrightarrow{BI}$  résultent également de la morphologie du sujet et des positions arbitraires des plaques.

**4 Validation de la méthode, premiers résultats et analyse**

La boîte de calibrage positionnée dans l’espace occupé par la tête du volontaire est filmée avant chaque séquence de relevés. L’étape suivante enregistre les images (trois ou quatre séquences successives) des mouvements à analyser :

- mouvements du dispositif de recherche d’incertitude,
- mouvements quasi-plans d’ouverture-fermeture et de protrusion,
- mouvements spatiaux de diduction.

#### 4.1 Validation de la méthode

Pour analyser la répétabilité du protocole expérimental, les plaques maxillaire et mandibulaire sont fixées sur deux chariots croisés à déplacements micrométriques (Figure 63).

Pour un réglage figé des chariots, les positions relatives des six cibles, d'une part, et des points fictifs  $C_0$  et  $C$ , d'autre part, sont constantes. Le dispositif d'essai est alors déplacé manuellement dans le champ des caméras. L'amplitude des déplacements ainsi imposés est très supérieure à l'amplitude des mouvements globaux de la tête du sujet. L'enregistrement et l'exploitation sont effectués selon la procédure décrite précédemment [Mesnard, 02/3].

Les déplacements calculés du point  $C$ , centre fictif de l'articulation temporo-mandibulaire, par rapport au point  $C_0$ , quantifient alors l'incertitude de la mesure liée au déplacement global des plaques dans l'espace filmé.

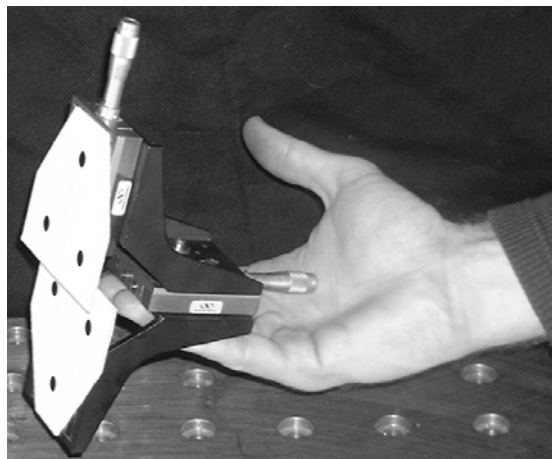


Figure 63 : Chariots micrométriques croisés.

La valeur absolue de l'erreur reste inférieure à  $0,8 \text{ mm}$  (Figure 64) alors que le déplacement du point  $C$  dépasse  $20 \text{ mm}$  lors de l'ouverture maximale. La valeur du rapport  $20,8/20$  (8%) confirme la validité de la méthode.

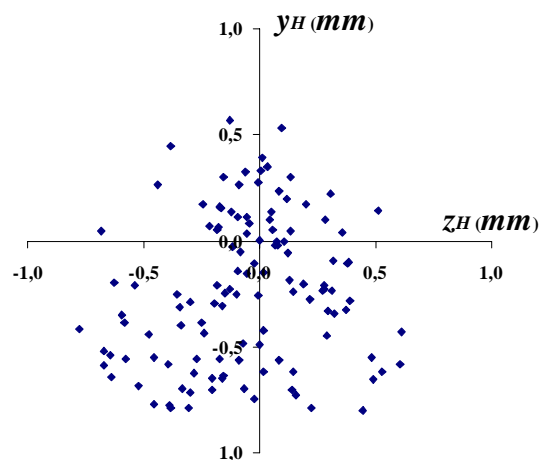


Figure 64 : Incertitude sur le déplacement du centre de l'articulation.

Le dispositif n'est exploité que lors de déplacements à accélérations "faibles". Les déformations des joncs métalliques et les micro-déplacements mineurs des gouttières par rapport aux arcades sont, par suite, négligés.

## 4.2 Mouvement d'ouverture et fermeture

Les mouvements sont enregistrés à partir d'un rapport dentaire d'intercuspidation<sup>1</sup> maximal et jusqu'à une ouverture entre incisives quasi-maximale. Plusieurs prises de vues sont réalisées.

### 4.2.1 Amplitude maximale d'ouverture

L'enregistrement des déplacements du point *B* indique des amplitudes d'ouverture extrême très différentes pour les deux volontaires (Figure 65). Lors de la sélection, les deux sujets présentaient des amplitudes d'ouverture inter-incisives maximales voisines de 40 millimètres. Le sujet 1 n'a pas atteint l'ouverture buccale maximale. Ces valeurs différentes ne semblent pas avoir de cause physiologique.

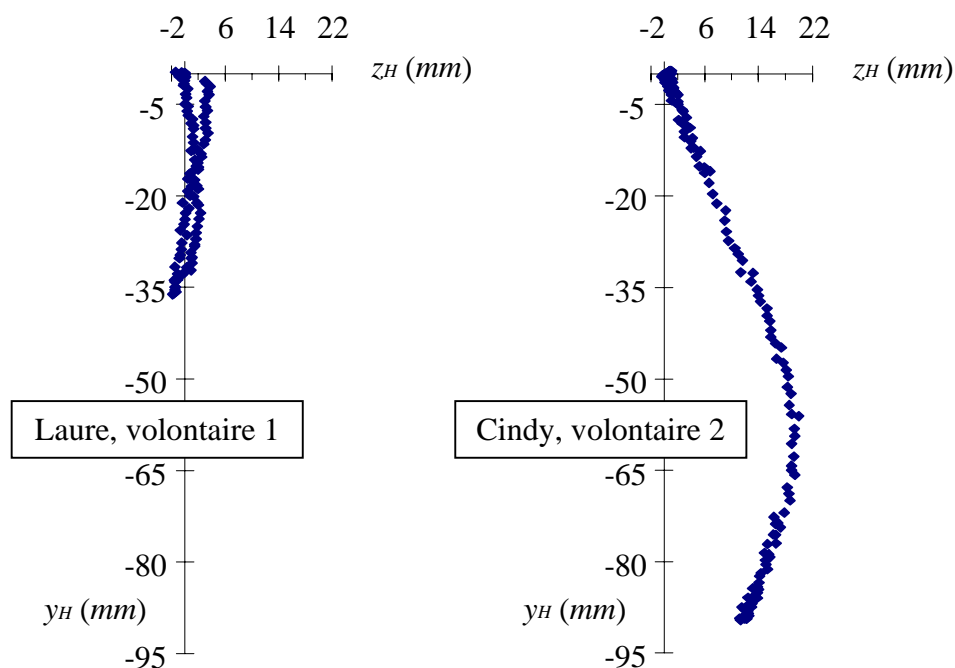


Figure 65 : Déplacements du point *B* de la plaque mandibulaire dans le plan sagittal.

### 4.2.2 Déplacements du centre de l'articulation

Le mouvement débute par le passage de la position d'occlusion centrée à la position d'occlusion de convenance, myocentree. Le condyle est alors situé dans la zone 1 de la fosse glénoïde. La faible dispersion des points au voisinage de l'origine correspond à une amplitude très limitée des déplacements du point *C* (Figure 66). Ces déplacements et l'engrènement

<sup>1</sup> *Cuspide* : pointe de la dent.

dentaire façonnent les morphologies complémentaires du condyle mandibulaire et de la cavité glénoïde<sup>1</sup>. Dans cette phase, le ménisque est très peu sollicité [Gibbs, 71].

Pour ce mouvement dans le plan sagittal, la courbe polynomiale de tendance (Figure 66) reproduit le profil moyen des deux zones temporales (pentes et condyles). En fin d'ouverture, les déplacements respectifs du point C, centre de la liaison, atteignent 10 et 22 millimètres.

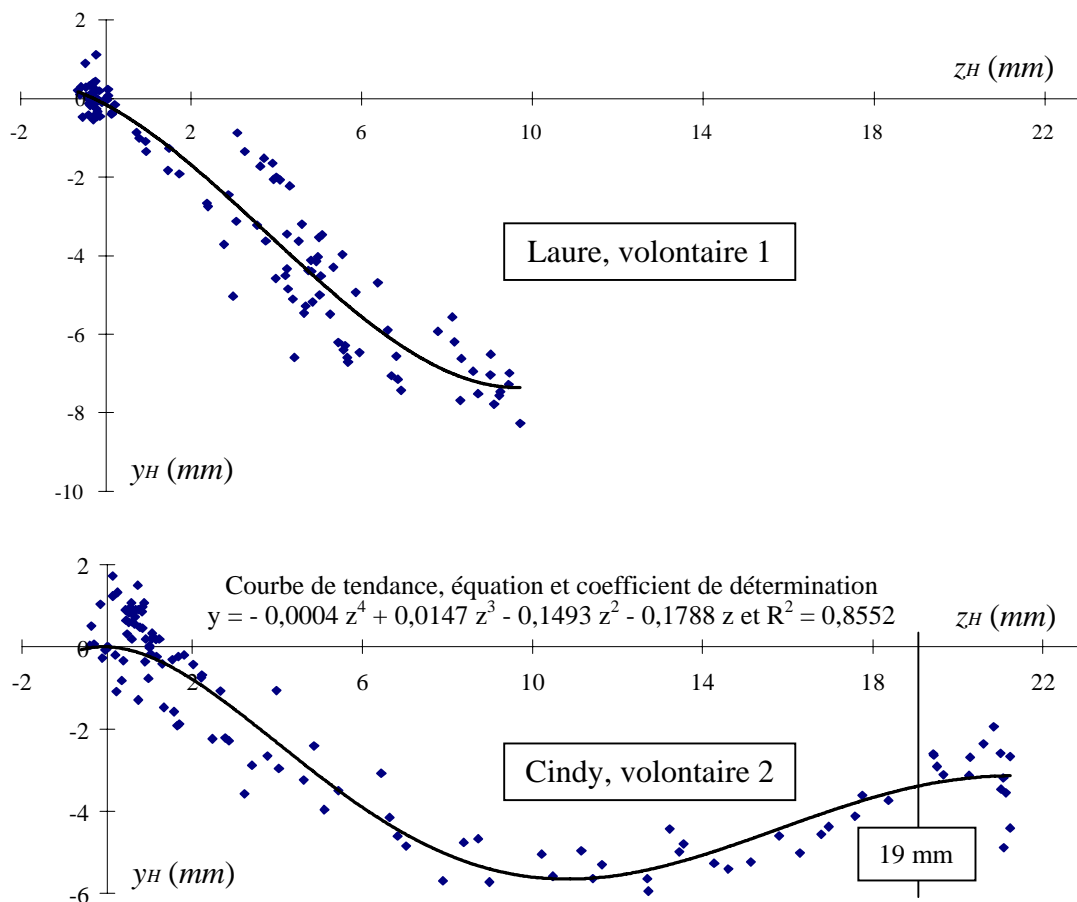


Figure 66 : Déplacements du point C, centre de l'articulation, dans le plan sagittal.

#### 4.2.3 Angle d'ouverture, nature du mouvement

La variation de l'ouverture  $\alpha$  engendre un déplacement du point C (Figure 67). Dès la position initiale ( $z_H$  nul) et jusqu'à une situation disco-condylienne avancée, le mouvement de la mandibule s'effectue donc simultanément par rotation et translation. Le sujet 2 présente une ouverture finale supérieure à celle du sujet 1 d'environ 12°.

##### Nature du mouvement

Pour un déplacement du point C de l'ordre de 19 millimètres, le sujet 2 présente un angle d'ouverture situé autour de 24°. Les deux premiers tiers de l'ouverture (24°/35° environ) correspondent à cette combinaison de rotation et translation (Figure 67).

<sup>1</sup> Caix : "On a l'ATM de ses dents !"

Le mouvement de la mandibule par rapport à la zone temporale se poursuit en ne générant qu'une translation complémentaire de 2 millimètres du point C. Simultanément, l'angle d'ouverture s'accroît de 11°. Ce dernier tiers du mouvement d'ouverture (11°/35° environ) correspond donc à une rotation quasi-pure.

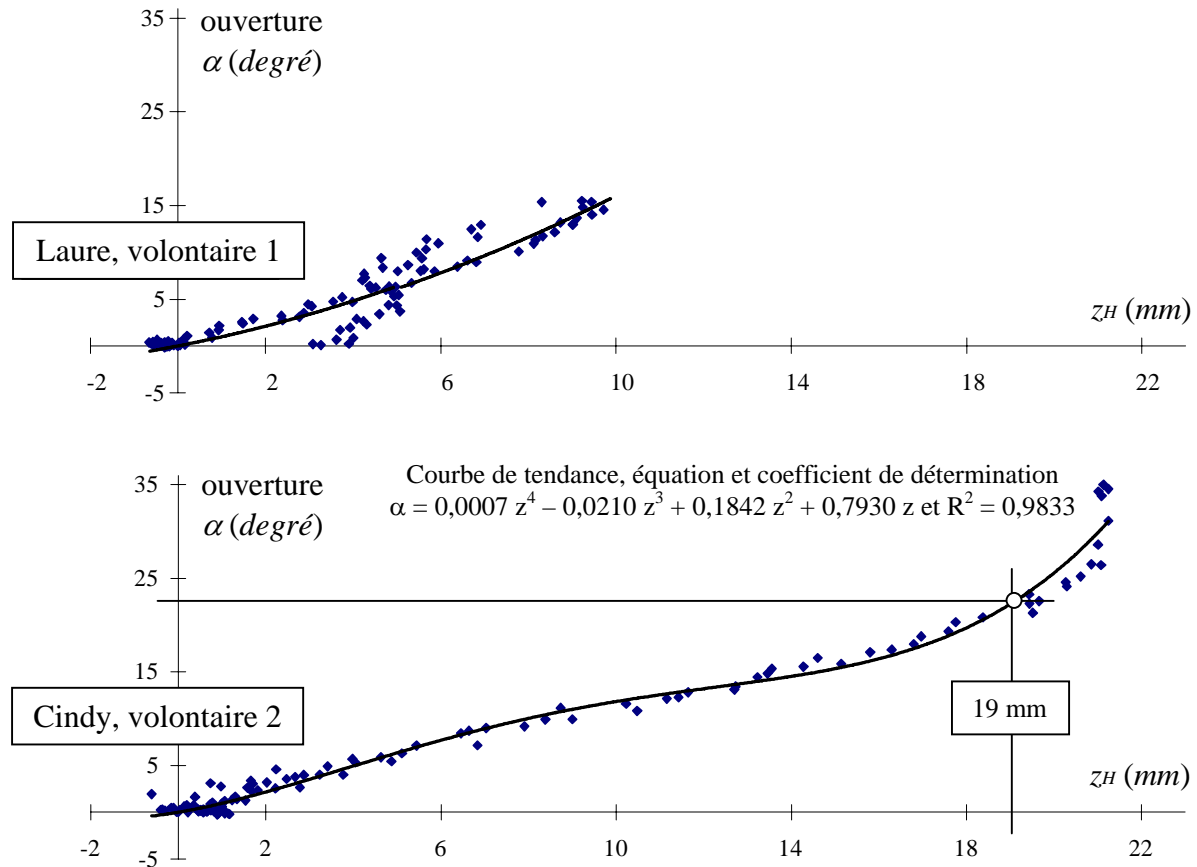


Figure 67 : Angle d'ouverture et déplacement du centre de l'articulation.

La rotation permet d'augmenter l'amplitude maximale, sans translation significative du ménisque. Cette situation disco-condylienne très antérieure implique les secteurs 3 et 4 de la zone temporale (Figure 44 et Figure 66). Le ménisque, tendu, est alors très fortement sollicité par le frottement lors de la rotation du condyle mandibulaire.

#### 4.2.4 Centre instantané de rotation

La trajectoire du point B de la plaque mandibulaire dans le plan  $(C, \vec{y}_H, \vec{z}_H)$  met également en évidence les deux phases de mouvement.

##### *Position du centre instantané de rotation*

Dans ce mouvement dans le plan sagittal, le centre instantané de rotation (Figure 68) est simultanément situé sur la normale au contact temporo-mandibulaire (contact en  $O_1$  et  $O_2$ ) et sur la normale à la trajectoire d'un point I de l'incisive mandibulaire. Cette trajectoire et celle du point B de la plaque sont homothétiques. Le tracé n'est ici que qualitatif.

*Nature du mouvement*

Au voisinage de la position myocentrée, la situation très postérieure du CIR (postérieure au processus mastoïde), met en évidence un mouvement de "translation-rotation". Dans la seconde partie de l'ouverture, la trajectoire quasi-circulaire confirme l'existence d'une phase de rotation quasi-pure. Le tracé du centre instantané de rotation situe alors l'axe du mouvement, normal au plan, à proximité de l'axe intercondylien,  $C_1C_2$ . Les deux vignettes correspondent à des ouvertures inter-incisives voisines de 12 et 24 millimètres.

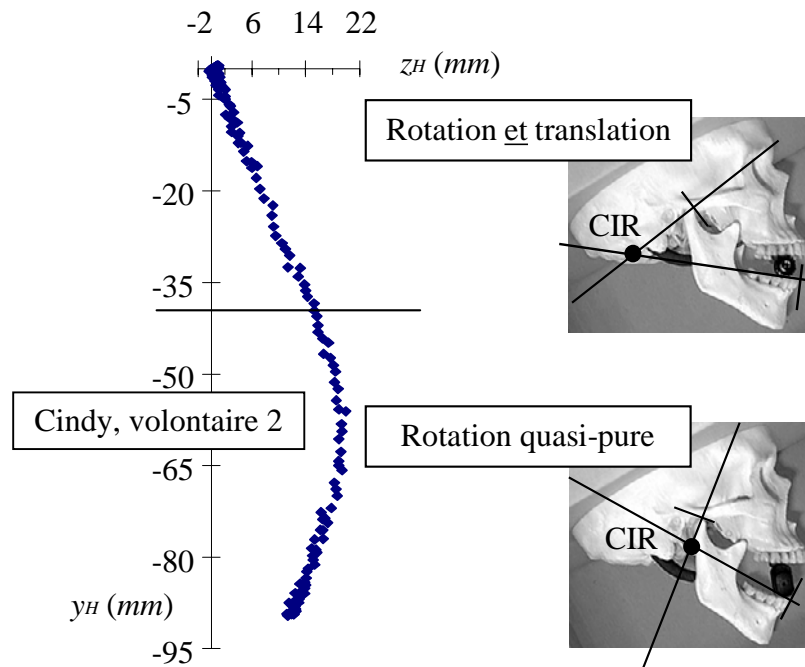


Figure 68 : Tracé qualitatif du centre instantané de rotation.

4.2.5 Description classique et résultats

Gillespy écrit en 1999 : "When the mouth opens, two distinct motions occur at the joint. The first motion is *rotation* around an horizontal axis through the condylar heads. The second motion is *translation*. The condyle and meniscus move together anteriorly beneath the articular eminence" [Gillespy, 99].

Les résultats infirment donc cette notion classique de mouvement de rotation pure jusqu'à une ouverture entre incisives située autour de vingt millimètres. Le mouvement de la mandibule par rapport à la zone temporale s'effectue simultanément par rotation et translation dès le déverrouillage occlusal [Mesnard, 05].

Cette composition de translation et rotation est favorisée par le système disco-condylien et l'action du muscle ptérygoïdien latéral supérieur. L'étude anatomique réalisée par dissection confirme que le disque et le condyle mandibulaire restent "solidaires" durant cette phase de mouvement de glissement avec roulement [Caix, 91]. Elle confirme également l'existence de la phase de mouvement de rotation quasi-pure [Christensen, 00] et la tension du ménisque en fin d'ouverture.

### 4.3 Mouvement de diduction

Les enregistrements sont réalisés à partir du rapport dentaire d'intercuspidation maximal et jusqu'à leur amplitude quasi-maximale pour le sujet 2.

Au cours du mouvement de diduction, les déplacements transversaux des points  $C_1$  et  $C_2$  sont bornés à 8 millimètres (Figure 69). La dissection a révélé le rôle du ligament latéral externe et de la géométrie des surfaces articulaires dans la limitation de ce déplacement des centres des condyles.

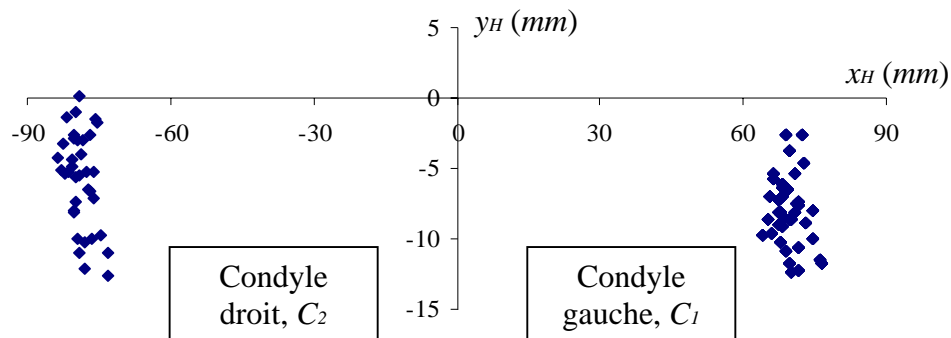


Figure 69 : Déplacements des centres des condyles dans le plan frontal.

A l'amplitude maximale, le ligament latéral externe est fortement sollicité.

## 5 Protocole expérimental et perspectives

L'originalité de cette phase de l'étude résulte de la conception et de la mise en œuvre d'une méthode tridimensionnelle, nouvelle dans le cas de l'articulation temporo-mandibulaire.

### 5.1 Evolution des équipements

Le film cutané de faible épaisseur qui enveloppe la boîte crânienne reste solidaire des zones osseuses. L'ancrage des trois cibles de définition du repère  $R_H$  peut, par suite, être réalisé par l'utilisation d'un "casque" et permettre ainsi de supprimer la gouttière liée au maxillaire supérieur. Cette évolution de l'équipement du sujet volontaire évite toute interférence des joncs métalliques (ou des plaques) lors de l'enregistrement des mouvements de diduction ou de circumduction.

### 5.2 Perspectives

L'exploitation des résultats élaborés et la description des déplacements articulaires sont facilités par la souplesse et la lisibilité du traitement informatique. L'analyse vidéo et ce protocole peuvent répondre à deux objectifs complémentaires :

- l'analyse cinématique d'ATM "particulières" (prognathisme, traumatismes ...),
- l'élaboration de statistiques sur échantillons élargis (sujets mésodivergents ou non).



## Bibliographie 4

---

**[Abdel-Aziz, 71]**

Abdel-Aziz YI. & Karara HM., "Direct linear transformation from comparator co-ordinates into object space co-ordinates in close range photogrammetry", *Symposium on Close Range Photogrammetry*, 1-18, 1971.

**[Caix, 91]**

Caix Ph. & Carles J., "L'articulation temporo-mandibulaire et son vrai-faux ménisque", Laboratoire d'Anatomie, *Faculté de Médecine*, Amiens, 1991.

**[Chiari, 05/1]**

Chiari L., Della Groce U., Leardini A. & Cappozzo A., "Human movement analysis using stereophotogrammetry - Part 2 : Instrumental errors", *Gait and Posture*, **21**, 197-211, 2005.

**[Chiari, 05/2]**

Chiari L., Della Groce U., Leardini A. & Cappozzo A., "Human movement analysis using stereophotogrammetry - Part 4 : Assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics", *Gait and Posture*, **21**, 226-237, 2005.

**[Christensen, 00]**

Christensen LV. & Mc Kay DC., "Rotational and translational loading of the temporomandibular joint", *Journal of Craniomandibular Practice*, **18**, 1, 47-57, 2000.

**[Dapena, 81]**

Dapena J., "Notes on direct linear transformation", *University of Iowa*, Iowa, 1981.

**[Gallo, 97]**

Gallo M., Airoidi GB. & Airoidi RL., "Description of mandibular finite helical axis pathways in asymptomatic subjects", *Dental Research*, **76**, 704-713, 1997.

**[Gibbs, 71]**

Gibbs CH., Messerman T., Reswick JB. & Derda HJ., "Functional movements of the mandible", *Journal of Prosthetic Dentistry*, **26**, 6, 604-620, 1971.

**[Gillespy, 99]**

Gillespy T. & Richardson L., "TMJ anatomy and function", Department of Radiology and Anatomy, *University of Washington*, Washington, 1999.

**[Girardot, 00]**

Girardot RA., "Comparison of condylar position in hyperdivergent and hypodivergent facial skeletal types", *Angle Orthodontist*, **71**, 4, 240-246, 2000.

**[Mc Millan, 89]**

Mc Millan AS., Mc Millan DR. & Darvell BW., "Centers of rotation during jaw movements", *Acta Odontology Scandinavia*, **47**, 323-328, 1989.

**[Mesnard, 02/3]**

Mesnard M., Ballu A. & Cid M., "Métrologie tridimensionnelle de déplacements articulaires, mouvement d'ouverture-fermeture de l'articulation temporo-mandibulaire", *International Conference on Manufacturing Systems*, Bucarest, 2002.

**[Mesnard, 05]**

Mesnard M., Ballu A., Coutant JC. & Cid M., "Measurement by stereophotogrammetry and analysis of displacements in the Temporo-Mandibular Joint", *Russian Journal of Biomechanics*, **9**, 4, 49-57, 2005. <http://www.biomech.ac.ru/eng/archive.html>

**[Morlier, 99]**

Morlier J., "Etude dynamique tridimensionnelle du saut à la perche", *Mécanique, Université Bordeaux 1*, Bordeaux, 1999.

**[N'Dindin, 00]**

N'Dindin AC. & Guinan JC., "Détermination du plan d'occlusion", *Odonto-Stomatologie Tropicale*, **91**, 31-37, 2000.

**[Shapiro, 78]**

Shapiro R., "Direct linear transformation method for three-dimensional cinematography", *The Research Quarterly*, **49**, 2, 197-205, 1978.

**[Van Gheluwe, 78]**

Van Gheluwe B., "Computerized three-dimensional cinematography for any arbitrary camera setup", *International Seminar on Biomechanics*, Brussel, 1978.

**[Walton, 81]**

Walton JS., "Close-range photogrammetry : a technique for quantifying human motion", *Pennsylvania State University*, 1981.

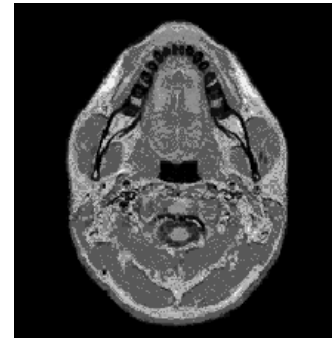
## Chapitre 5

---

# Actions musculaires et articulaires Electromyographie Imagerie par résonance magnétique

*Quelques éléments de physiologie neuromusculaire précèdent une présentation rapide de l'électromyographie de détection. L'utilisation de l'imagerie par résonance magnétique permet de relever les sections des muscles élévateurs.*

*Les actions musculaires sont alors calculées pour traduire l'équilibre de la mandibule. L'étude permet d'évaluer les actions transmises par l'articulation et les sollicitations des condyles mandibulaires.*



*Imagerie par résonance magnétique, coupe horizontale de tête adulte.*

## 1 Etude statique, actions aux contacts articulaires

L'analyse mécanique de l'articulation temporo-mandibulaire dans l'approche "théorie des mécanismes" nécessite de caractériser les actions exercées par les zones temporales sur les deux condyles de la mandibule. Une étude antérieure propose une détermination de ces actions en statique plane [Pruim, 80]. Elle exclut donc un chargement spatial de la mandibule et des chargements distincts des deux condyles et ne considère que trois muscles masticateurs (masséter, ptérygoïdien moyen et temporal).

Cette nouvelle étude élabore un protocole expérimental et un traitement des grandeurs relevées qui élargissent les résultats en prenant en compte six muscles masticateurs et des cas de chargements latéraux, dissymétriques.

La caractérisation de la liaison prend appui sur les résultats obtenus dans l'exploitation de l'électromyographie et de l'imagerie par résonance magnétique. La phase expérimentale met en œuvre des outils et des techniques utilisés en services hospitaliers de neurophysiologie, de traitement du signal ...

### 1.1 Approche "théorie des mécanismes"

Les deux diarthroses en parallèle,  $atm_1$  et  $atm_2$ , réalisent l'articulation naturelle équivalente,  $atm_{eq}$ . L'action globale du crâne sur la mandibule est donnée par,

$$\{ Acm_1 \} + \{ Acm_2 \} = \{ Acm \} \quad \text{avec,}$$

$\{ Acm_i \}$  : action transmissible par la liaison  $atm_i$  et,  
 $\{ Acm \}$  : action transmissible par la liaison  $atm_{eq}$ .

### 1.2 Caractérisation des actions transmises par l'ATM, protocole expérimental

L'observation par dissections renseigne sur les positions des centres des insertions, points d'application des actions musculaires. Cette première phase détermine, *in vitro*, les directions des faisceaux.

L'électromyographie de détection et l'imagerie par résonance magnétique, contribuent à quantifier, *in vivo*, les intensités des actions exercées par les faisceaux musculaires lors d'un serrage inter dentaire.

Dans cette seconde phase de mise en œuvre du protocole (Figure 71), l'écriture de l'équilibre statique de la mandibule permet ensuite d'évaluer les actions transmises par les deux liaisons élémentaires  $atm_1$  et  $atm_2$ .

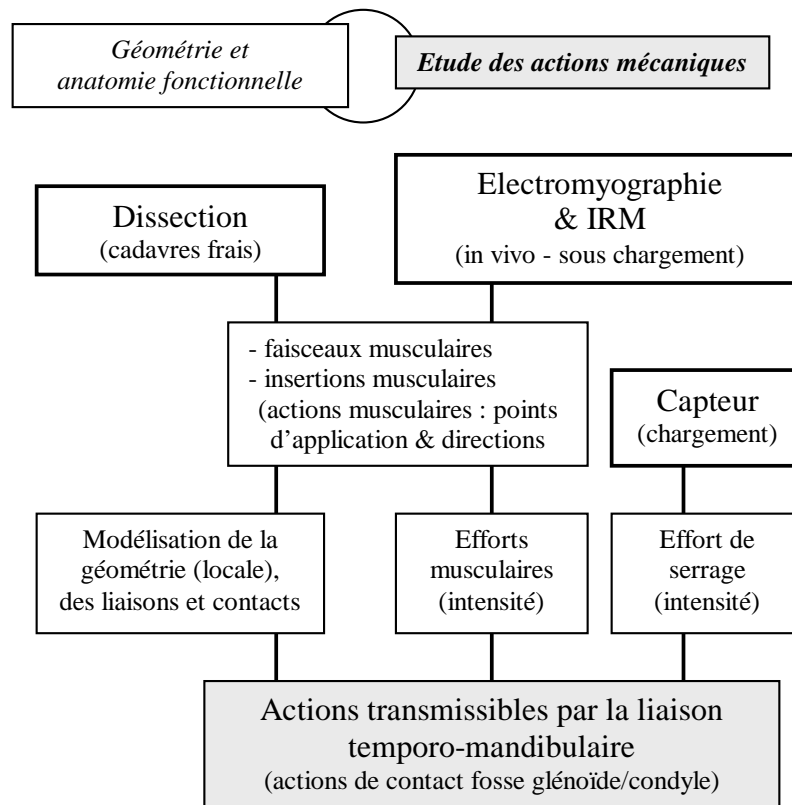


Figure 71 : Protocole expérimental, axes "Actions mécaniques et géométrie".

## 2 Electromyographie, effort musculaire

L'électromyographie se fonde sur le mécanisme d'activation du muscle strié et, par suite, quelques notions de physiologie neuromusculaire doivent être explicitées.

### 2.1 Eléments de physiologie neuromusculaire

Le nerf regroupe un nombre élevé de fibres nerveuses, ou axones. L'axone moteur se ramifie. Chaque terminaison innerve une fibre musculaire. La jonction entre une fibre et la terminaison de l'axone est réalisée par la plaque motrice.

#### 2.1.1 Plaque motrice

La plaque motrice (Figure 72) présente trois régions principales :

- une région pré synaptique comportant des vésicules chargées d'acétylcholine<sup>1</sup>,
- un espace synaptique d'environ  $60.10^{-9} m$ ,
- une région post synaptique présentant un plissement régulier de la fibre musculaire.

<sup>1</sup> Ester de l'acide acétique et de la choline, isolé en 1914 par le physiologiste Henry Dale qui démontre en 1921, en collaboration le pharmacologiste Otto Loewi, son rôle dans la transmission de l'influx nerveux. Dale et Loewi reçoivent le Prix Nobel de Médecine en 1936.

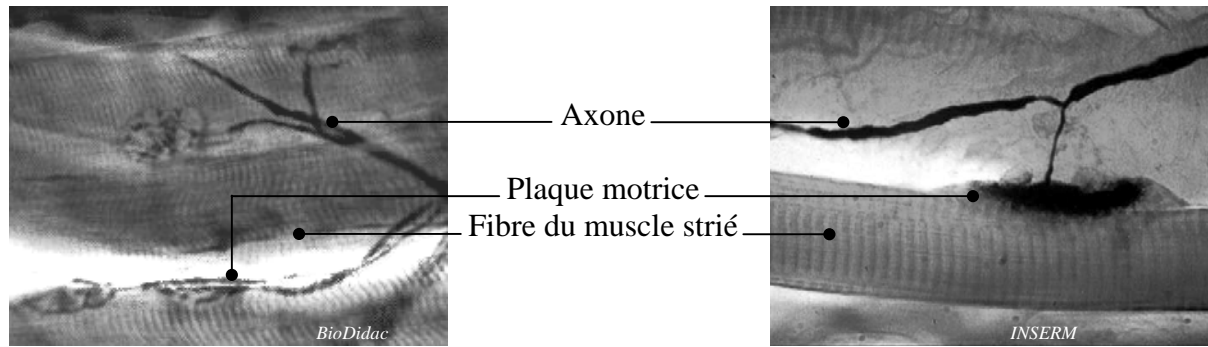


Figure 72 : Plaque motrice, axone et fibre musculaire.

### 2.1.2 Potentiel d'action, activités électrique et mécanique

Au repos, la membrane de surface de la fibre (sarcolemme) est polarisée avec un potentiel négatif voisin de  $-70\text{ mV}$  [Moller, 66] [Dumoulin, 84].

A l'arrivée de l'influx nerveux dans la région pré synaptique la fibre libère des ions  $\text{Ca}^{++}$ . Ce signal provoque la libération d'acétylcholine dans l'espace synaptique. L'acétylcholine diffuse alors vers la membrane dont la perméabilité aux ions  $\text{Na}^{++}$  et  $\text{K}^+$  augmente. L'entrée du sodium et du potassium à la périphérie de la fibre (sarcoplasme) dépoliarise localement la membrane. Les courants induits favorisent alors la dépoliarisation de la partie adjacente de cette membrane. Le mécanisme se répète de proche en proche et la variation de potentiel (ou potentiel d'action) "circule" vers les extrémités de la fibre.

Ce processus active le glissement relatif des filaments d'actine et de myosine (contraction du muscle). L'activité électrochimique initie donc l'activité mécanique [Nahmias, 00].

### 2.1.3 Unité motrice

Une fibre musculaire n'est innervée que par un seul neurone. En revanche, la ramification de l'axone établit des liaisons synaptiques avec plusieurs fibres musculaires dispersées dans le muscle (Figure 73).

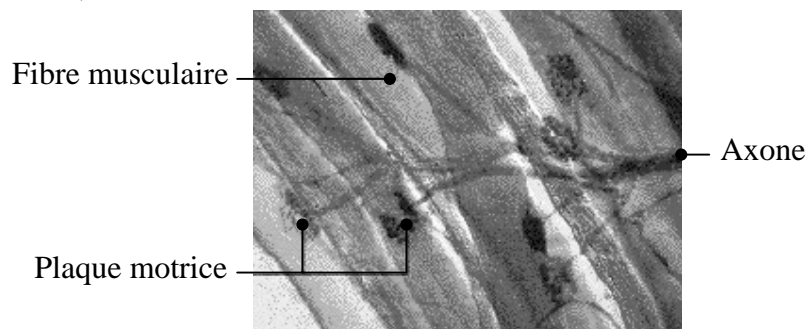


Figure 73 : Unité motrice.

L'ensemble constitué d'un neurone, de son axone et des fibres qu'il innerve constitue l'unité motrice. L'unité motrice est le plus petit élément contractile du système nerveux. Ainsi, le biceps comprend 700 à 1 300 unités motrices et chaque unité regroupe 700 à 900 fibres.

## 2.2 Electromyographie

L'électromyographie (EMG) de détection enregistre et analyse l'activité des unités motrices. L'électrodiagnostic<sup>1</sup> étudie les mécanismes neuromusculaires (fonctionnement des nerfs, de la jonction neuromusculaire et des muscles) en exploitant l'électromyographie.

### 2.2.1 Chaîne d'enregistrement, capteur de signaux

La chaîne d'enregistrement assure plusieurs fonctions successives :

- la capture du signal par électrodes ou capteurs,
- l'amplification et le filtrage du signal,
- l'enregistrement et le traitement des relevés (ordinateur).

#### *Capteur de signal, choix de l'électrode*

L'activité électrique peut être interceptée en mode intramusculaire ou à partir de la surface du muscle. Si le muscle est superficiel et peu épais, l'électrode de surface (Figure 74) est adaptée. En revanche, si le muscle est profond ou de forte section, l'électrode intra musculaire (fil ou aiguille) s'avère nécessaire [Dumoulin, 84] [Bouisset, 95].



Figure 74 : Electrode bipolaire de surface, électrode intramusculaire et électrode aiguille.

Deux électrodes déterminent la surface d'exploration pour une électromyographie de type bipolaire. Les variations de potentiel identiques issues de signaux parasites et susceptibles d'atteindre les deux électrodes sont éliminées par différence. Une troisième électrode reliée à la masse délivre le potentiel de référence nul.

### 2.2.2 Contraction volontaire, analyse de signaux

Le potentiel d'action d'une fibre musculaire ne présente qu'une phase. En moins d'une milliseconde, par suite de la dépolarisation, le potentiel évolue de  $-70\text{ mV}$  vers  $+30\text{ mV}$ . Après une période de  $20\text{ ms}$ , il revient à sa valeur initiale de repos. En revanche, pour une

---

<sup>1</sup> "Le phénomène de l'excitation comporte deux phases successives, intimement liées mais chronologiquement distinctes. Dans un premier temps, sous l'influence d'un stimulus qui peut être purement physiologique, l'état de repos de l'élément excitable va se modifier pour parvenir à un état critique. Dès que ce dernier est atteint, se manifestent des phénomènes mécaniques, électriques, ... L'électromyographie de stimulation s'intéresse presque exclusivement à la première phase, l'électromyographie de détection à la seconde." (G. de Bisschop)

unité motrice, un ensemble de fibres musculaires, le potentiel d'action présente plusieurs phases [Bouisset, 95].

#### Contraction volontaire et signaux

Le signal enregistré traduit l'intensité de la contraction volontaire du muscle (Figure 75). Pour une contraction très faible, le tracé simple permet d'observer une unité motrice. Lors d'une contraction volontaire "faible", apparaissent des potentiels unitaires suffisamment isolés pour qu'il soit possible d'observer le nombre d'unités recrutées, leur synchronisation et leurs amplitudes. Ce nombre d'unités croît dès que l'intensité de la contraction augmente. Lors d'une contraction volontaire "importante", il devient impossible de distinguer les potentiels individuels. Le signal devient interférentiel et l'électromyogramme, global, renseigne alors sur l'activité du faisceau musculaire [Moller, 66] [Dumoulin, 84]. L'augmentation de l'intensité de l'effort exercé par le muscle résulte alors du recrutement progressif des unités. La valeur maximum de l'effort développable ne peut être atteinte que lorsque la quasi-totalité des fibres est impliquée dans le processus de contraction.

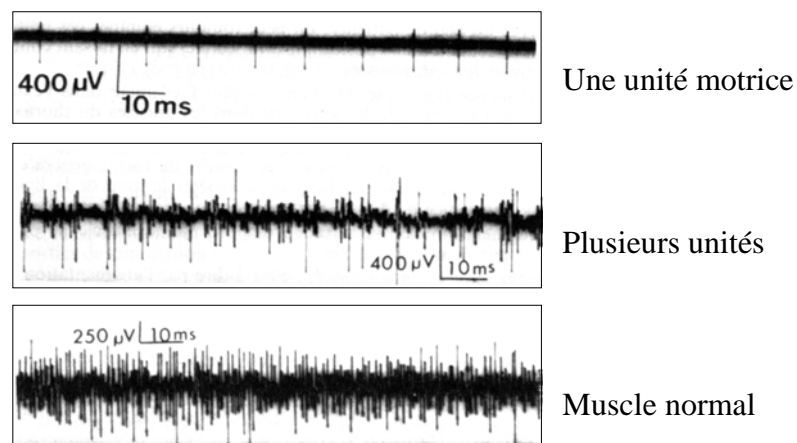


Figure 75 : Signal, recrutement des fibres musculaires.

Il existe deux types de contractions musculaires. Lorsque les deux extrémités du faisceau ne présentent pas de déplacement relatif, la longueur du muscle reste constante. La contraction est alors *isométrique*. Si, au contraire, les insertions présentent un déplacement relatif, sous charge constante, le raccourcissement (l'allongement) du muscle devient *isotonique*.

#### Traitement du signal et interprétation

Le signal étant directement enregistré (non redressé, non intégré), la racine carrée de la valeur moyenne du carré du signal myoélectrique au cours d'un intervalle de temps  $T$ , représente la valeur efficace ou "Root Mean Square" (valeur *RMS* du signal *EMG*) [Bouisset, 95].

$$EMG_{RMS} = \left( \frac{1}{T} \int_{t-T/2}^{t+T/2} (EMG)^2 dt \right)^{1/2} \text{ exprimé en (V) ou (mV).}$$



## 2.3 Effort musculaire

Sous des conditions statiques (ou isométriques), il existe une relation linéaire entre le signal efficace de l'EMG et la tension musculaire. Cette relation est admise dans une étude de Pruum et exploitée ensuite par Weijs et Nahmias [Pruim, 80] [Blanksma, 92] [Nahmias, 00].

Si l'effort développé par le muscle est noté  $F$ , la valeur maximale, est alors notée  $F_{max}$ . De même,  $EMGr$  et  $EMGr_{max}$  désignent les valeurs RMS courante et maximale du signal EMG relevé. La linéarité permet d'écrire la relation suivante :

$$F_{muscle} = (F_{muscle\ max} / EMGr_{max}) * EMGr$$

### 2.3.1 Evaluation de la tension musculaire

Dans une contraction volontaire, lorsque la quasi-totalité des fibres musculaires est recrutée, il existe une relation également linéaire entre l'effort maximum développable par le muscle et sa section principale, physiologique, au repos. Si cette section est notée  $S_{max}$  et  $K$  désigne un coefficient constant, caractéristique du groupe musculaire [Moller, 66], la relation s'écrit :

$$F_{muscle\ max} = S_{max} * K$$

Les valeurs proposées pour le coefficient  $K$  ( $N/m^2$ ) varient avec l'élongement du muscle et les conditions expérimentales. La tension musculaire courante s'exprime par :

$$F_{muscle} = (S_{max} * K / EMGr_{max}) * EMGr$$

Pour exploiter cette relation, il faut déterminer :

- l'aire de la section,  $S_{max}$ , à partir d'un examen par IRM et,
- le signal  $EMGr_{max}$  par contractions volontaires maximales et répétées du muscle.

### 2.3.2 Imagerie par résonance magnétique, sections des muscles

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) fournit des images de grande précision en coupe plane. Cette technique radiologique récente<sup>1</sup>, non invasive, sans effet secondaire actuellement connu, s'appuie sur la résonance des atomes de molécules. En imagerie diagnostique, une onde excite les noyaux d'hydrogène contenus dans les molécules d'eau des cellules du corps humain (globalement, 70 à 80 % du poids du corps). Après l'arrêt de la stimulation (quelques millisecondes), l'énergie restituée par l'atome est captée, analysée et traitée pour construire une représentation de la concentration locale en eau. En "nuances de gris", l'image différencie finement les organes et les tissus (pathologiques ou non).

#### *Sections des muscles et faisceaux*

La sélection des plans de relevé par IRM nécessite une maîtrise de l'anatomie fonctionnelle et de l'utilisation des équipements. Pour déterminer la section normale d'un muscle ou d'un faisceau unique, la direction principale ou les positions des centres d'insertion doivent être

---

<sup>1</sup> IRM : premiers développements en 1973, premières images de l'homme en 1979.

connues. Les enregistrements de plans de section, parallèles et très rapprochés, orthogonaux à l'axe longitudinal du muscle, sont ensuite multipliés au voisinage de la section principale lorsque a été encadrée (Figure 76).



Figure 76 : Section principale du masséter (faisceaux superficiel et profond).

Les images numérisées sont dépouillées à partir d'un logiciel de traitement d'images de format DICOM (Osiris - HCU Genève). Un module du logiciel permet, par tracé, de sélectionner une zone de l'image (muscle ou tumeur) pour l'analyser plus finement et la caractériser.

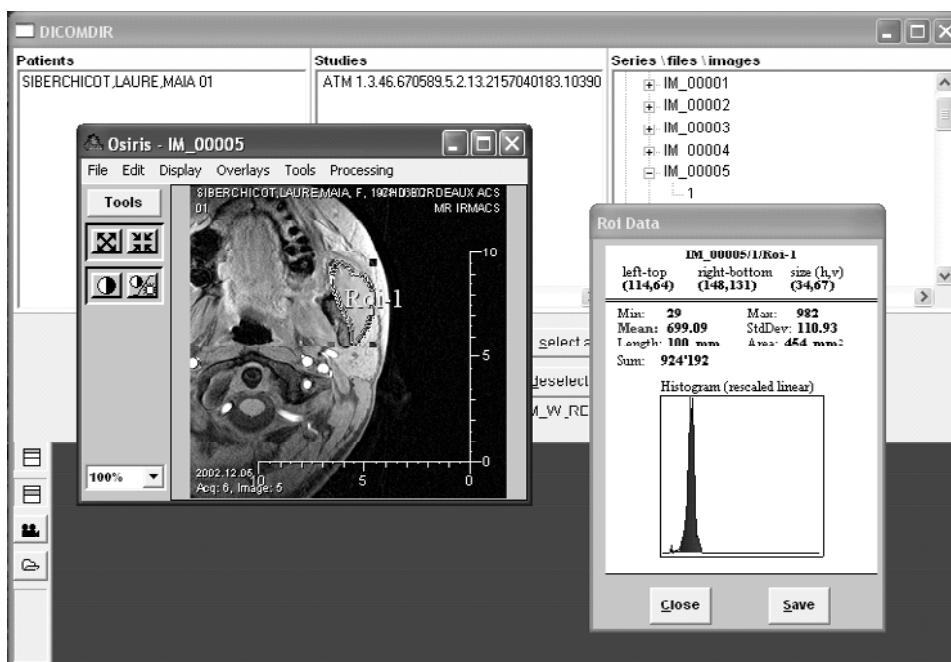


Figure 77 : Module de traitement de l'image numérisée.

La "Region Of Interest n°1" (Roi-1) délimite les faisceaux superficiel et profond du masséter (profil gauche du sujet 2). Le logiciel (Figure 77) révèle ici une aire globale de cette section du masséter voisine de  $454 \text{ mm}^2$ .

## 2.4 Chronologie des opérations et équipements associés

Deux électrodes par muscle pris en compte, une électrode de surface reliée à la masse et un capteur d'action extérieure sont utilisés ici. L'enregistrement et le traitement des informations sont assistés par ordinateur (Figure 78).

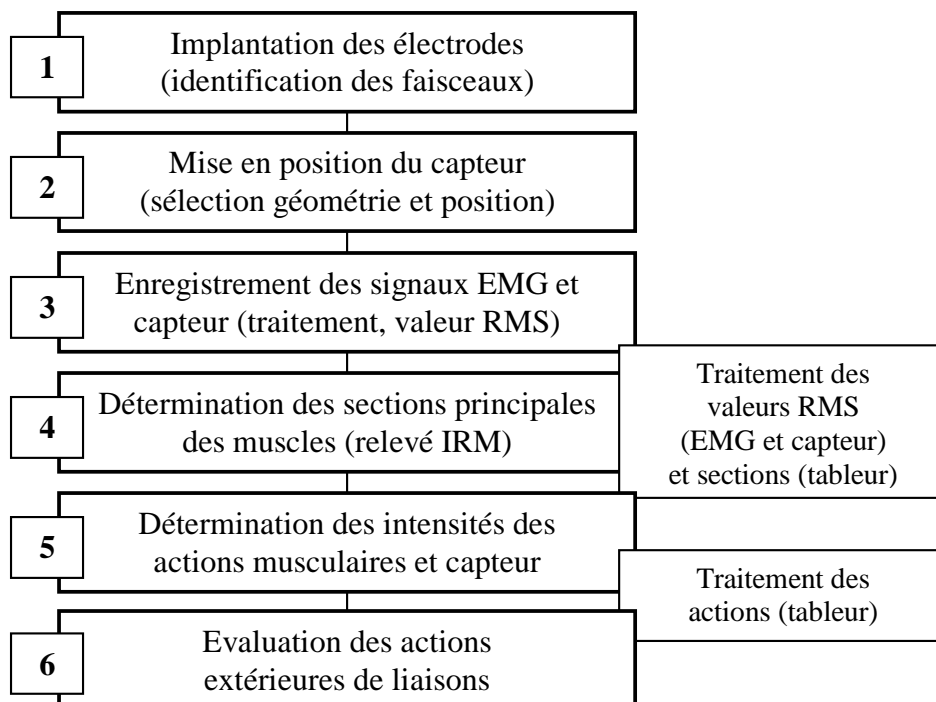


Figure 78 : Quantification des actions musculaires et des actions aux contacts articulaires.

## 3 Mise en œuvre pour l'étude de l'ATM

Le dispositif expérimental doit être adapté au cas particulier de cette double diarthrose afin d'évaluer les actions transmises par les contacts articulaires.

### 3.1 Actions transmises par l'articulation

Lors d'un serrage inter dentaire, à l'équilibre, la mandibule est soumise aux actions de la pesanteur, des muscles abaisseurs, des muscles élévateurs, à l'action de serrage, et enfin aux actions transmises par les deux liaisons élémentaires. Il vient :

$$\{ P_m \} + \{ A_{ab/m} \} + \{ A_{él/m} \} + \{ A_{se/m} \} + \{ A_{cm_1} \} + \{ A_{cm_2} \} = \{ 0 \}$$

### 3.1.1 Serrage inter dentaire, méthode d'étude

Dans cette phase de fermeture avec serrage, la pesanteur d'une part, et les abaisseurs (travaux de Carpentier cités dans [Caix, 91]) d'autre part ne sont pas pris en compte :

$$\{ Pm \} \cong \{ 0 \} \text{ et, } \{ Aab/m \} \cong \{ 0 \}$$

il vient alors,  $\{ Acm \} = \{ Acm_1 \} + \{ Acm_2 \} = - \{ Aél/m \} - \{ Ase/m \}$

#### *Méthode d'étude*

Les directions des efforts musculaires que modélisent ces torseurs sont déterminées, *in vitro*, par les dissections. L'électromyographie et l'imagerie par résonance magnétique quantifient ici, *in vivo*, les intensités des actions des muscles élévateurs à partir des aires des sections.

Simultanément, le dispositif expérimental délivre l'action de serrage par l'interposition d'un capteur d'effort entre les deux maxillaires. Ce capteur, conçu et étalonné pour l'étude, permet également un contrôle très simple de l'ouverture buccale.

La traduction de l'équilibre statique de la mandibule autorise ensuite, selon les modèles retenus pour les deux liaisons élémentaires  $atm_1$  et  $atm_2$ , une évaluation partielle des actions transmises aux contacts articulaires.

### 3.1.2 Modélisation des liaisons élémentaires, torseurs associés

Les deux modélisations des liaisons élémentaires parallèles élaborées à partir de la dissection et de l'analyse géométrique sont exploitées dans cette évaluation des actions aux contacts :

- deux contacts ponctuels pour le chargement plan, symétrique,
- un contact ponctuel et une liaison rotule pour le chargement latéral, dissymétrique.

#### *Torseurs associés, inconnues*

Sur la base  $b$ , de façon formelle, les torseurs associés aux actions de liaisons s'écrivent :

- $\{ Acm_1 \} = \{ X_1 \bar{x} + Y_1 \bar{y} + Z_1 \bar{z} ; L_1 \bar{x} + M_1 \bar{y} + N_1 \bar{z} \}$  au point de contact  $O_1$ ,
- $\{ Acm_2 \} = \{ X_2 \bar{x} + Y_2 \bar{y} + Z_2 \bar{z} ; L_2 \bar{x} + M_2 \bar{y} + N_2 \bar{z} \}$  au point de contact  $O_2$  (ou bien au centre de la liaison rotule).

En l'absence d'une connaissance des normales (géométrie propre au sujet volontaire) et de lois de comportement aux contacts (rôle du complexe "ménisque-synoviale"), ces douze composantes sont inconnues.

### 3.2 Capteur de l'effort de serrage, modélisation de l'action

Le capteur à concevoir doit assurer deux fonctions :

- quantifier l'effort de serrage inter dentaire exercé par le sujet,
- permettre le réglage de l'ouverture buccale dans des situations voisines de celles imposées lors de la dissection.

### 3.2.1 Principe, dimensionnement

Le capteur comporte deux éléments principaux : une lame de flexion, déformable, et le corps, rigide (Figure 71). Le dimensionnement global est déterminé par celui de la dent et la proximité des muqueuses d'une part, et de la langue du sujet d'autre part. Une interface assure la stabilité lors de la mise en position et améliore le confort lors du serrage.

#### *Dimensionnement de la lame et choix de la jauge*

L'effort maximum à relever est évalué à partir de l'écrasement d'une série de noisettes. La valeur moyenne de l'effort se situe au voisinage de  $80 \text{ daN}$ . Elle correspond à une surcharge ponctuelle (déconseillée) de la dent et de l'ATM. La plage d'enregistrement est limitée, par estimation, à  $40 \text{ daN}$ . Le dimensionnement sur logiciel (RDM) permet de sélectionner :

- le matériau, acier inoxydable,
- le triplet, largeur x longueur x épaisseur (en  $\text{mm}$ ) =  $6 \times 22,5 \times 1,5$  (ou, 2 et 2,5)

Le corps est défini par une gamme de poutres d'épaisseurs différentes. Le capteur, modulable, permet ainsi de sélectionner des hauteurs globales parmi : 5, 10, 15, 20, 25 et 30  $\text{mm}$ .

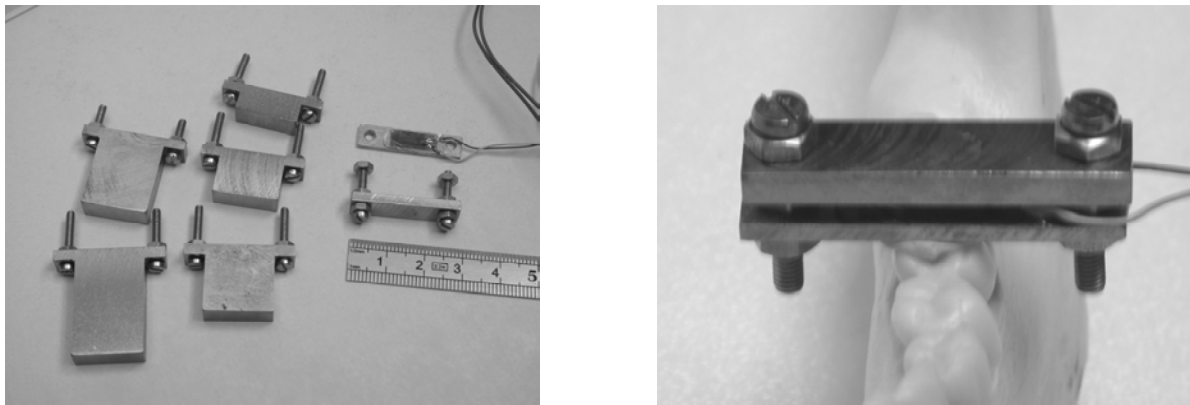


Figure 71 : Capteur de l'effort de serrage, réglage de l'ouverture et interface de confort.

La jauge retenue (CEA-06-250UN-350) est assemblée par collage sur la lame, reliée par soudage à deux conducteurs et câblée en montage  $\frac{1}{4}$  de pont.

### 3.2.2 Etalonnage

L'étalonnage est défini par "l'ensemble des opérations établissant, dans des conditions spécifiées, la relation entre les valeurs de la grandeur indiquée par un appareil ou un système de mesure, ou les valeurs représentées par une mesure matérialisée ou un matériau de référence, et les valeurs correspondantes de la grandeur réalisée par des étalons". Le résultat de l'étalonnage permet soit d'attribuer aux indications les valeurs correspondantes du mesurande, soit de déterminer les corrections à appliquer aux indications.

L'étalonnage consiste ici à établir, sur une machine de traction-compression, la relation entre une charge appliquée (référence d'étalonnage) et la variation de tension aux bornes de la jauge d'extensométrie (Figure 72). La réponse est quasi linéaire. La droite de tendance "recouvre" la courbe réelle lors de la charge et donne l'équation :

$$F (N) = Kc * U (V) \text{ où, } \quad \text{le coefficient (constant) } Kc \text{ vaut } 67,8 \text{ N/V.}$$

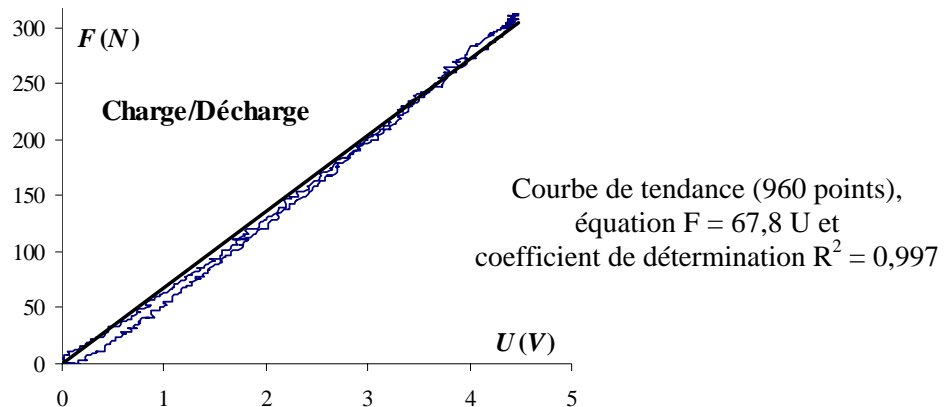


Figure 72 : Etalonnage, courbe de charge et de décharge, droite de tendance.

### 3.2.3 Modélisation de l'action

Le torseur associé à l'action exercée par le capteur sur la dent s'écrit :

$$- \{ A_{se/m} \} = \{ \vec{F}_{capt} = F_{capt} \vec{u} ; \vec{0} \} \text{ au point de contact } D \text{ (Figure 71).}$$

L'effort  $F_{capt}$  est enregistré, connu. Le vecteur unitaire  $\vec{u}$  est défini normal au plan bissecteur correspondant à l'ouverture relevée. Les composantes de  $\vec{u}$  et, par suite, celles de  $\vec{F}_{capt}$  sur la base  $b$  peuvent donc être calculées.

### 3.3 Sélection des volontaires

Chez l'adulte, la musculature masticatrice semble développer des efforts dont les intensités sont en relation avec la typologie faciale [Belguedj, 00]. Ces intensités sont plus faibles que les valeurs moyennes pour les sujets hyperdivergents et plus élevées pour les sujets hypodivergents. Darqué note que "des corrélations peuvent suggérer que l'activité musculaire contribue à donner une forme au squelette facial ou bien que le degré d'activité musculaire varie avec la forme génétiquement déterminée de la face". [Darqué, 89]

Les volontaires<sup>1</sup> mésodivergents sélectionnés lors de l'étude cinématique du chapitre 4 participent également à cette phase de validation. Ils disposent d'une note de description du protocole et complètent un formulaire de consentement.

<sup>1</sup> Etudiants de l'Université Bordeaux 2.

### 3.4 Electromyogrammes, signal du capteur

Un muscle n'agit pas de façon isolée mais en synergie avec plusieurs autres muscles. Le groupe musculaire produit ainsi un mouvement (ouverture, mastication ...) ou bien stabilise un segment corporel ou une articulation (serrage interdentaire).

#### 3.4.1 Groupe musculaire, électrodes

Le groupe musculaire élévateur se compose des six muscles ou faisceaux précédemment décrits. Le repérage cutané du masséter superficiel et des faisceaux du temporal semble plutôt aisé. En revanche, le masséter profond se situe dans une zone anatomique "dense" et le ptérygoïdien n'est accessible que par l'intérieur de la cavité buccale. Par suite, la manipulation ne peut se dérouler que dans le cadre juridique strict prévu : salle agréée par la DRASS après avis du CCPPRB<sup>1</sup> et, implantation des électrodes par un Docteur en Médecine.

##### *Electrodes, mise en oeuvre*

Des électrodes intramusculaires de type filaire sont retenues (Figure 73). Le fil (platine iridié, diamètre entre 20 et 30  $\mu\text{m}$ ), isolé par une gaine de nylon, est introduit sous forme de boucle dans une aiguille hypodermique. L'extrémité est ensuite brûlée pour ôter l'isolant. La boucle est alors sectionnée. Les deux fils ainsi obtenus constituent deux électrodes. Ils sont recourbés afin d'améliorer leur ancrage lors du retrait de l'aiguille.

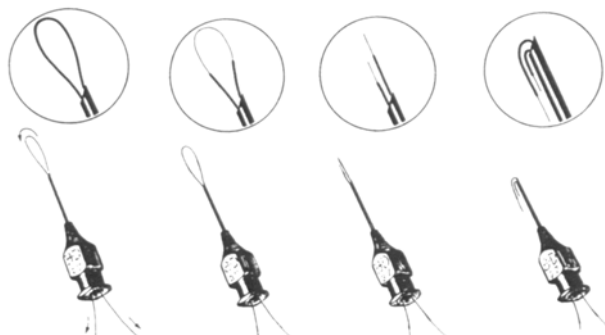


Figure 73 : Electrodes filaires, étapes successives de préparation.

Ces électrodes s'avèrent intéressantes lors de l'enregistrement de l'activité globale de muscles profonds et de petites dimensions [Bouisset, 95].

#### 3.4.2 Enregistrement

Afin d'exploiter la relation linéaire entre le signal efficace de l'EMG et la tension musculaire d'une part, et la relation (également linéaire) entre l'effort maximum développable par le muscle et sa section principale d'autre part, les contractions volontaires sont enregistrées sous des conditions isométriques, lors d'un serrage inter dentaire maximum quasi constant.

---

<sup>1</sup> CCPPRB : Comité Consultatif pour la Protection des Personnes de Bordeaux.

*Signal EMG*

La valeur extrême du signal correspond à l'effort maximum calculé à partir de la section du muscle. Pour atteindre cette valeur, les relevés doivent être multipliés. Un nombre "élevé" de situations est recherché en modifiant la situation du capteur et en réglant l'ouverture buccale.

*Position buccale du capteur*

Les électrodes sont implantées sur le profil gauche (Figure 74). Le capteur est positionné (Tableau 8) successivement sur les incisives (31/41), les premières prémolaires (34 et 44) et les premières molaires (36 et 46). En admettant une symétrie géométrique parfaite de la face, la situation inter-incisives, 31/41, correspond au cas du chargement plan.

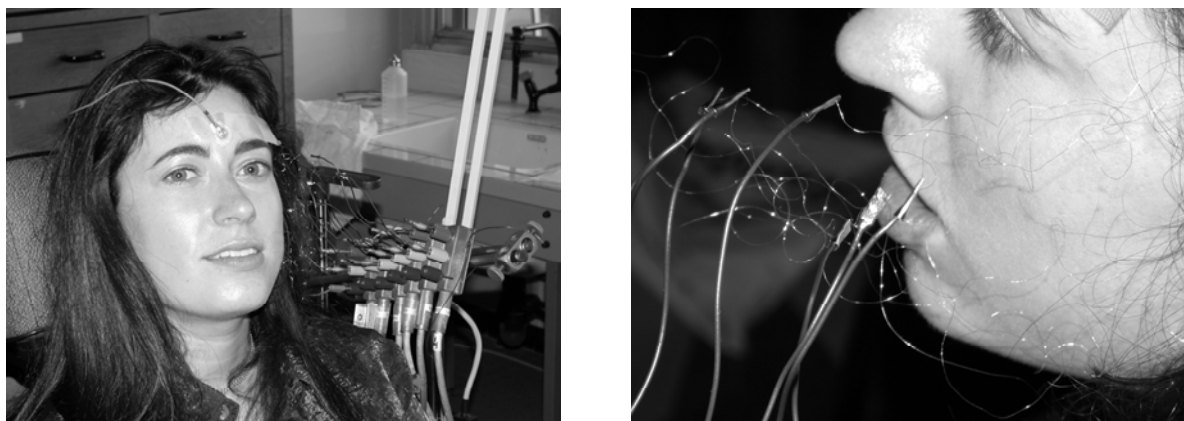


Figure 74 : Connectique, électrode de masse, électrodes filaires.

Pour le cas d'un serrage dissymétrique, entre prémolaires par exemple, le relevé s'effectue en deux temps. Le capteur est tout d'abord positionné sur la dent 34. Electrodes et capteur sont alors situés sur le même profil. Le capteur est ensuite déplacé sur la dent 44. Electrodes et capteur sont donc situés sur des profils différents. Cette technique permet d'enregistrer les signaux EMG des deux profils en évitant une implantation bilatérale d'électrodes.

	Profil droit, 2								Profil gauche, 1							
Maxil. sup.	18	17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26	27	28
Maxil. inf.	48	47	<b>46</b>	45	<b>44</b>	43	42	<b>41</b>	<b>31</b>	32	33	<b>34</b>	35	<b>36</b>	37	38
	Molaires		Prémolaires		Can.	Incisives			Can.	Prémolaires		Molaires				

Tableau 8 : Désignation standardisée des dents, vue de face.

*Enregistrement, visualisation*

L'écran délivre un aperçu des différents signaux en temps réel (Figure 71). Cette information permet d'apprécier le taux de recrutement des fibres musculaires et de vérifier le maintien au voisinage d'une valeur constante maximum de l'effort de serrage. Elle permet également de connaître l'état de la connectique (électrodes/bornier, capteur/pont ...).



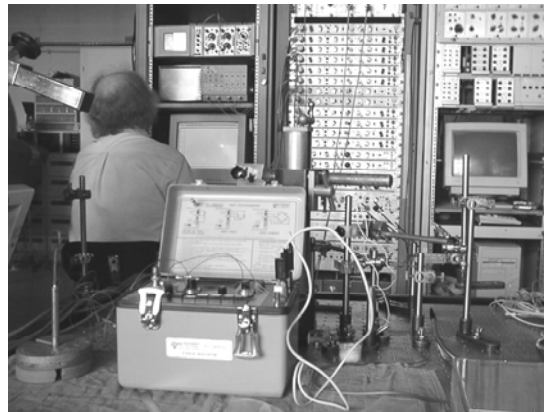


Figure 75 : Dispositif expérimental, pont, amplificateur et ordinateur.

### 3.4.3 Modélisation de l'action des élévateurs

Le torseur associé à l'action globale exercée par les six muscles élévateurs sur la mandibule est donné :

- pour le profil 1, gauche, par la somme

$$\{ A_1 \text{él/m} \} = \{ A_1 \text{mp/m} \} + \{ A_1 \text{ms/m} \} + \{ A_1 \text{pm/m} \} + \{ A_1 \text{ta/m} \} + \{ A_1 \text{tm/m} \} + \{ A_1 \text{tp/m} \}$$

- pour le profil 2, droit, par la somme

$$\{ A_2 \text{él/m} \} = \{ A_2 \text{mp/m} \} + \{ A_2 \text{ms/m} \} + \{ A_2 \text{pm/m} \} + \{ A_2 \text{ta/m} \} + \{ A_2 \text{tm/m} \} + \{ A_2 \text{tp/m} \}$$

#### *Torseur associé à l'action d'un muscle*

Pour le masséter profond du profil, par exemple, le torseur associé à l'action exercée par le muscle sur la mandibule s'écrit :

$$- \{ A_1 \text{mp/m} \} = \{ \vec{F}_1 \text{mp} = F_1 \text{mp} \vec{u}_{bc} ; \vec{0} \} \text{ au centre d'insertion } B.$$

L'effort  $F_1 \text{mp}$  est déterminé, connu, à partir des relevés électromyographiques. Le vecteur directeur unitaire  $\vec{u}_{bc}$ , correspondant à l'ouverture, est défini lors de la vectorisation. Les composantes de  $\vec{u}_{bc}$  et, par suite, celles de  $\vec{F}_1 \text{mp}$  sur la base  $b$  (base du repère morphologique) peuvent donc être calculées. L'écriture est identique pour le masséter profond du profil droit tout d'abord, et pour les cinq autres muscles ensuite.

### 3.4.4 Relevés expérimentaux

Les sept graphes suivants (Figure 76) correspondent à *un* enregistrement réalisé avec le volontaire 2. Le capteur, dont la hauteur vaut 5 mm, est en contact avec la prémolaire 44.

#### *Analyse qualitative des graphes*

Entre les instants 9 et 16, le capteur enregistre un effort maximum "quasi constant" durant 7 secondes. Sur les deux plages allant de 9 à 12 secondes puis de 13 à 16 secondes, les graphes montrent des taux élevés de recrutement des fibres musculaires. Ces deux intervalles de temps autorisent donc les calculs des valeurs RMS des signaux.

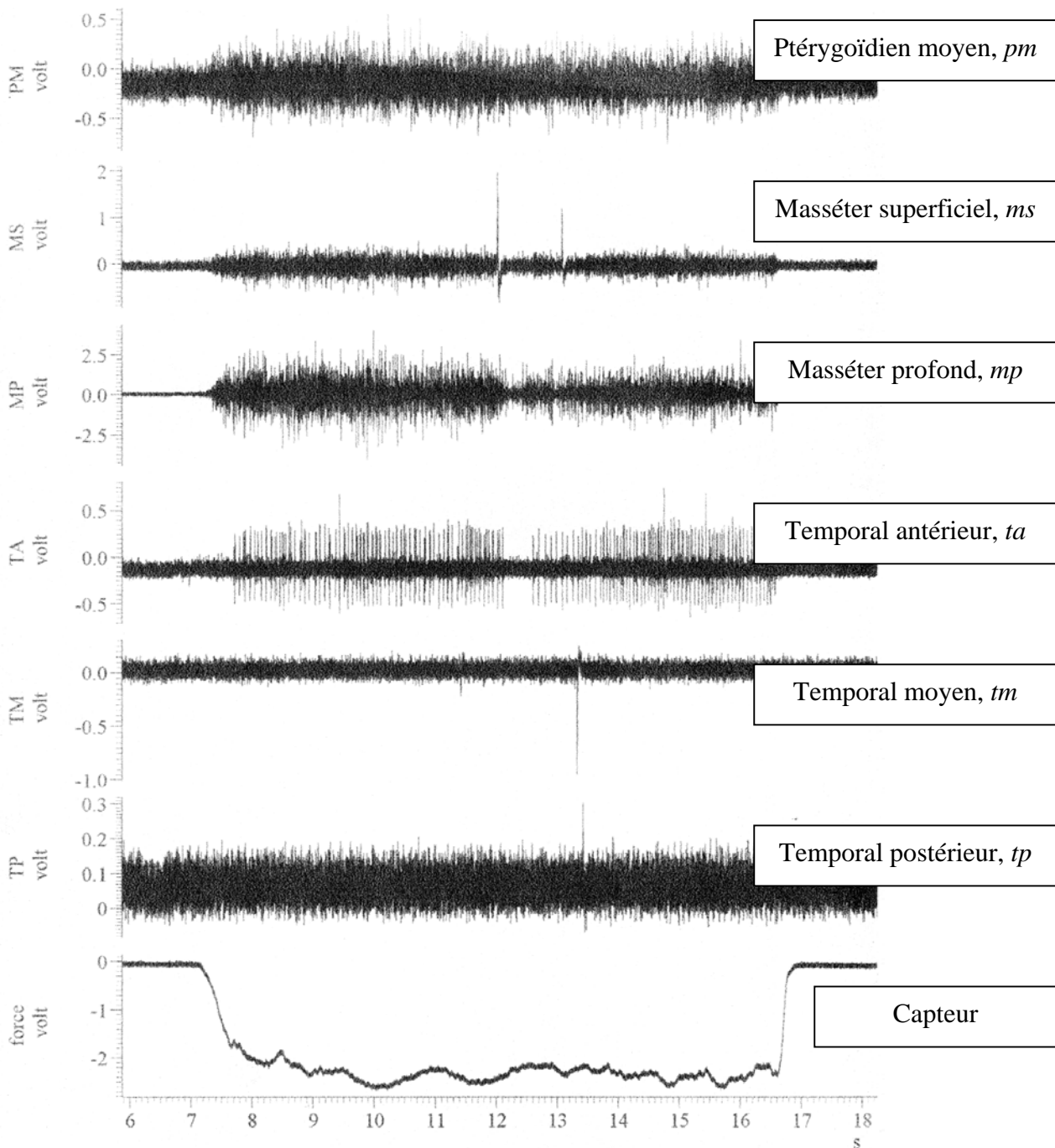


Figure 76 : Visualisation d'un enregistrement.

#### *Influence de l'ouverture*

Le sujet 2 présente une distance inter-incisives maximum proche de 35 mm. En position inter-incisives, cas du chargement symétrique, cinq hauteurs distinctes du capteur peuvent donc être envisagées dans la gamme disponible (Tableau 9). En revanche, en situation 36, l'ouverture buccale limite la sélection de la hauteur du capteur à 15 mm (Tableau 10).

capteur, hauteur	e = 5 mm			e = 15 mm			e = 20 mm			e = 25 mm			e = 30 mm		
	incisive (31)			incisive (31)			incisive (31)			incisive (31)			incisive (31)		
	rel.	gain	cal.	rel.	gain	cal.	rel.	gain	cal.	rel.	gain	cal.	rel.	gain	cal.
capteur	-3,20		-21,66	-2,14		-14,48	-5,70		-38,67	-6,62		-44,86	-5,88		-39,85
temp. post. (tp)	0,000	1,399	0,000	0,001	3,501	0,000	0,001	0,737	0,001	0,000	0,810	0,000	0,001	0,800	0,001
temp. méd. (tm)	0,079	3,109	0,025	0,106	3,029	0,035	0,521	3,059	0,170	0,210	3,018	0,070	0,043	3,118	0,014
temp. ant. (ta)	0,002	4,436	0,000	0,008	4,408	0,002	-0,012	4,438	-0,003	0,078	4,464	0,017	0,034	4,460	0,008
mas. pro. (mp)	0,167	4,440	0,038	0,167	4,446	0,038	0,069	4,458	0,015	0,143	4,443	0,032	0,066	4,448	0,015
mas. sup. (ms)	0,109	4,723	0,023	0,130	4,744	0,027	0,054	4,781	0,011	0,182	4,782	0,038	0,070	4,753	0,015
pté. méd. (pm)	0,298	4,915	0,061	0,274	4,992	0,055	0,113	4,959	0,023	0,398	4,917	0,081	0,231	4,900	0,047
di, mesurée			5,0			15,0			20,0			25,0			30,0

*di* distance inter-incisives mesurée (mm)  
*rel.* valeur relevée du signal capteur (V) ou électromyographique (mV)  
*cal.* valeur calculée de l'effort capteur (N) ou RMS, *EMGr* (mV)

Tableau 9 : Inter-incisives, variations hauteur capteur, relevés effort capteur et signal EMG.

capteur, haut. 5 mm	molaire (36) ipsi			molaire (36) contro			prémo. (34) ipsi			prémo. (34) contro			incisive (31)		
	rel.	gain	cal.	rel.	gain	cal.	rel.	gain	cal.	rel.	gain	cal.	rel.	gain	cal.
	capteur	-3,76		-25,5	-6,18		-41,9	-1,66		-11,3	-8,19		-55,5	-3,20	
temp. post. (tp)	0,000		0,000	-0,001		0,000	-0,001		0,000	-0,002	1,368	-0,001	0,000	1,399	0,000
temp. méd. (tm)	0,106	1,485	0,071	0,080	3,072	0,026	0,150	3,016	0,050	0,018	3,011	0,006	0,079	3,109	0,025
temp. ant. (ta)	0,282	2,282	0,124	0,173	4,272	0,040	0,294	4,406	0,067	0,106	4,392	0,024	0,002	4,436	0,000
mas. pro. (mp)	0,025	4,445	0,006	0,099	4,477	0,022	0,012	4,438	0,003	0,065	4,525	0,014	0,167	4,440	0,038
mas. sup. (ms)	0,019	2,361	0,008	0,020	2,866	0,007	-0,027	3,536	-0,008	0,088	4,773	0,018	0,109	4,723	0,023
pté. méd. (pm)	0,013	2,112	0,006	0,040	1,844	0,022	0,060	2,591	0,023	0,118	4,776	0,025	0,298	4,915	0,061
di, mesurée			13,8			13,8			9,6			9,6			5,0

capteur, haut. 15 mm	molaire (36) ipsi			molaire (36) contro			prémo. (34) ipsi			prémo. (34) contro			incisive (31)		
	rel.	gain	cal.	rel.	gain	cal.	rel.	gain	cal.	rel.	gain	cal.	rel.	gain	cal.
	capteur	-11,25		-76,3	-5,30		-36,0	-2,55		-17,3	-2,87		-19,5	-2,14	
temp. post. (tp)	0,008	1,366	0,006	0,005	3,633	0,001	0,008	3,459	0,002	-0,004	3,575	-0,001	0,001	3,501	0,000
temp. méd. (tm)	0,08	3,035	0,026	0,232	3,062	0,076	0,110	3,047	0,036	0,022	3,114	0,007	0,106	3,029	0,035
temp. ant. (ta)	0,354	4,356	0,081	0,192	4,478	0,043	0,250	3,870	0,065	0,042	3,862	0,011	0,008	4,408	0,002
mas. pro. (mp)	0,077	4,395	0,018	0,132	4,455	0,030	0,031	4,479	0,007	0,103	4,466	0,023	0,167	4,446	0,038
mas. sup. (ms)	0,043	4,748	0,009	0,051	4,792	0,011	-0,020	4,752	-0,004	0,057	4,742	0,012	0,130	4,744	0,027
pté. méd. (pm)	0,151	4,875	0,031	-0,003	5,038	-0,001	0,139	4,998	0,028	0,189	5,002	0,038	0,274	4,992	0,055
di, mesurée			29,5			29,5			20,6			20,6			15,0

*di* distance inter-incisives mesurée (mm)  
*rel.* valeur relevée du signal capteur (V) ou électromyographique (mV)  
*cal.* valeur calculée de l'effort capteur (N) ou RMS, *EMGr* (mV)

Tableau 10 : Variations hauteur et position capteur, relevés effort capteur et signal EMG.

### Effort maximum développé par un faisceau

Les valeurs encadrées des intensités des signaux EMG (RMS) représentent les valeurs maximales obtenues sur l'ensemble des treize relevés après prise en compte du gain relatif à chaque muscle. Elles correspondent donc également à la situation où l'effort développé par le faisceau est maximum.

## 3.4.5 Efforts musculaires et effort de serrage

Les résultats sont présentés ici pour le masséter profond (Tableau 11). L'annexe 3 regroupe les tableaux relatifs aux cinq autres muscles élévateurs. Le tableau ci-dessous rapporte les aires moyennes des sections mesurées en exploitant les clichés IRM et le logiciel.

Muscle	<i>mp</i>	<i>ms</i>	<i>pm</i>	<i>ta</i>	<i>tm</i>	<i>tp</i>
Aire ( $mm^2$ )	144	337	425	128	72	42

*Situations de serrage, effort musculaire*

Les efforts développés par les faisceaux dans des situations expérimentales distinctes ne peuvent, à priori, être comparés que si le capteur relève un effort de serrage identique au fil des essais. Pour contourner cette difficulté, l'action musculaire est calculée sous un effort interdentaire unité. Pour le masséter profond, il vient :  $F_{mpu} = F_{mp} / |F_{capt}|$ .

**masséter profond (mp)**

section max. (IRM),  $S_{max} = 144 \text{ mm}^2$   
 coefficient calcul de  $F_{mp \text{ max}}$ ,  $K = 0,9 \text{ N.mm}^{-2}$   
 effort max. calculé,  $F_{mp \text{ max}} = S_{max} * K = 129,6 \text{ N}$   
 situation capteur correspondant à  $F_{mp \text{ max}}$  = incisive (31), hauteur 5 mm

**profil 1, gauche**

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F capt.</i>	<i>u bc capteur</i>			<i>EMGr</i>	<i>F 11</i>	<i>F 11u</i>	<i>u bc muscle</i>		
31	5	5,0	-21,7	0,00	1,00	0,09	0,038	129,6	6,0	-0,06	0,99	0,12
34	5	9,6	-11,3	0,00	0,99	0,12	0,003	9,3	0,8	-0,06	0,99	0,13
36	5	13,8	-25,5	0,00	0,98	0,18	0,006	19,4	0,8	-0,06	0,98	0,17
31	15	15,0	-14,5	0,00	0,98	0,19	0,038	129,4	8,9	-0,06	0,98	0,18
34	15	20,6	-17,3	0,00	0,96	0,26	0,007	23,8	1,4	-0,06	0,99	0,16
36	15	29,5	-76,3	0,00	0,93	0,37	0,018	60,4	0,8	-0,06	0,99	0,13
31	20	20,0	-38,7	0,00	0,97	0,26	0,015	53,3	1,4	-0,06	0,98	0,16
31	25	25,0	-44,9	0,00	0,95	0,32	0,032	110,9	2,5	-0,06	0,98	0,18
31	30	30,0	-39,8	0,00	0,93	0,38	0,015	51,1	1,3	-0,06	0,99	0,13

**profil 2, droit**

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F capt.</i>	<i>u bc capteur</i>			<i>EMGr</i>	<i>F 21</i>	<i>F 21u</i>	<i>u bc muscle</i>		
31	5	5,0	-21,7	0,00	1,00	0,09	0,038	129,6	6,0	0,06	0,99	0,12
34	5	9,6	-55,5	0,00	0,99	0,12	0,014	49,5	0,9	0,06	0,99	0,13
36	5	13,8	-41,9	0,00	0,98	0,18	0,022	76,2	1,8	0,06	0,98	0,17
31	15	15,0	-14,5	0,00	0,98	0,19	0,038	129,4	8,9	0,06	0,98	0,18
34	15	20,6	-19,5	0,00	0,96	0,26	0,023	79,5	4,1	0,06	0,99	0,16
36	15	29,5	-36,0	0,00	0,93	0,37	0,030	102,1	2,8	0,06	0,99	0,13
31	20	20,0	-38,7	0,00	0,97	0,26	0,015	53,3	1,4	0,06	0,98	0,16
31	25	25,0	-44,9	0,00	0,95	0,32	0,032	110,9	2,5	0,06	0,98	0,18
31	30	30,0	-39,8	0,00	0,93	0,38	0,015	51,1	1,3	0,06	0,99	0,13

effort calculé,  $F_{il} = F_{mp \text{ max}} / EMGr_{\text{ max}} * EMGr$   
 effort normé calculé,  $F_{ilu} = F_{il} / \text{norme } F_{\text{ capt. correspondant}}$

 Tableau 11 : Effort développé par le masséter profond, projections sur la base *b*.

### 3.5 Evaluation des actions transmises aux contacts articulaires

Les tableaux de calculs sont présentés dans l'annexe 4. Les équations qui traduisent l'équilibre de la mandibule sont établies en deux temps :

- réduction des actions au point  $O_2$ ,
- écriture des équations, en projections sur la base  $b$ .

Les contacts temporo-mandibulaires aux points  $O_1$  et  $O_2$  introduisent douze inconnues, composantes des torseurs  $\{Acm_1\}$  et  $\{Acm_2\}$ , dans le système de six équations.

#### *Lois de comportement aux contacts*

L'observation de la fonction du complexe ménisque-synoviale se traduit par des lois de comportement aux deux contacts. Les résistances au roulement et pivotement (composantes des moments) sont négligées et il vient :  $M_1 = N_1 = M_2 = N_2 = 0$

#### *Analyse des déplacements*

Le segment  $O_1O_2$ , qui joint les deux points de contact, reste parallèle à l'axe  $(C_0, \vec{x})$  dans le cas d'une architecture osseuse symétrique par rapport au plan sagittal et d'un déplacement ou chargement plan. Cette hypothèse est étendue au cas du chargement latéral.

## 4 Premiers résultats et analyse

La somme des composantes des moments  $L_1$  et  $L_2$  n'est pas nulle. Elle s'oppose aux actions des ligaments, du ptérygoïdien latéral et des muscles abaisseurs qui ne sont pas évalués ici. Les groupes musculaires antagonistes agissent en coordination et le relâchement des abaisseurs évoqué par Carpentier n'est probablement que partiel [Nahmias, 00].

### 4.1 Chargement plan

Les composantes  $X_1$  et  $X_2$ , opposées, restent indéterminées. Les deux condyles mandibulaires sont sollicités par des composantes sagittales égales.

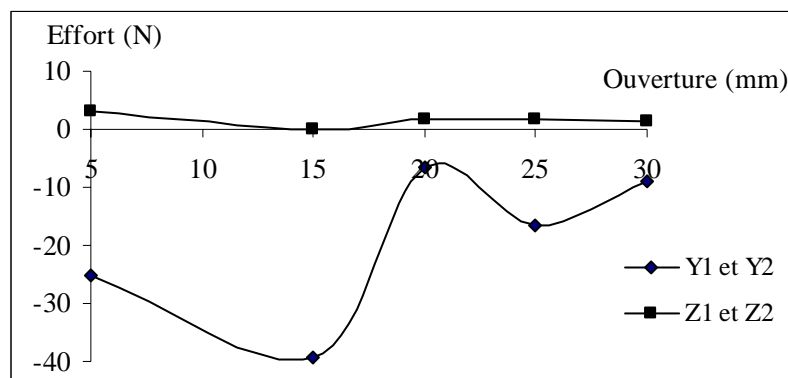


Figure 77 : Actions de contact, composantes sagittales (Z) et verticales (Y), cas plan.

Les valeurs numériques correspondent à un effort unité enregistré par le capteur. Pour l'ouverture résultant d'une hauteur,  $e$ , du capteur de 15 mm, le point de contact articulaire se situe, en zone 3 (Chapitre 3), à proximité du condyle temporal.  $Y_1$  et  $Y_2$  atteignent alors leur valeur absolue maximale (Figure 77). La branche du condyle, orientée selon la verticale par l'ouverture, est alors sollicitée en compression quasi pure. L'augmentation, ensuite, de la distance inter-incisives entraîne une réduction de  $|Y_1|$  et  $|Y_2|$ . Les composantes  $Z_1$  et  $Z_2$  restent faibles.

#### 4.2 Chargement latéral

Le serrage inter dentaire est enregistré dans trois positions du profil 1, gauche : (31) inter-incisives, (34) inter-prémolaires et (36) inter-molaires.

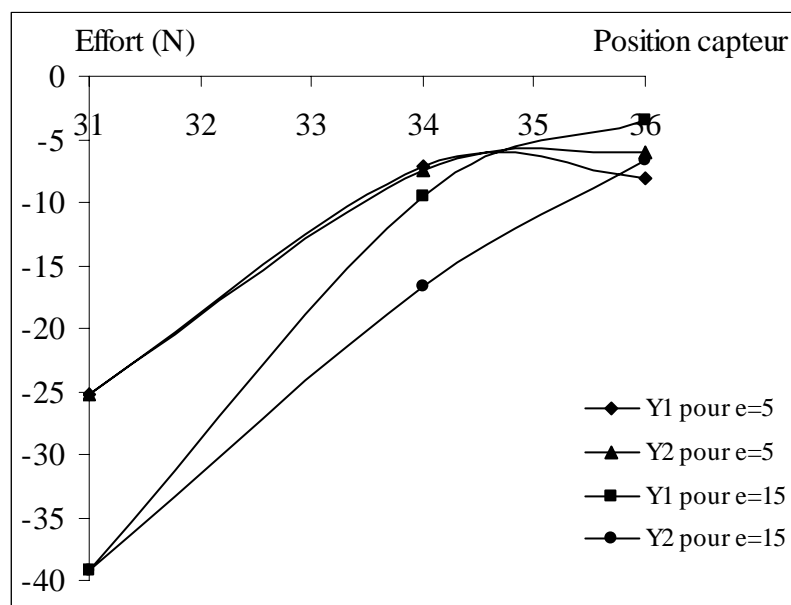


Figure 78 : Actions de contact, composantes verticales (Y), chargement latéral.

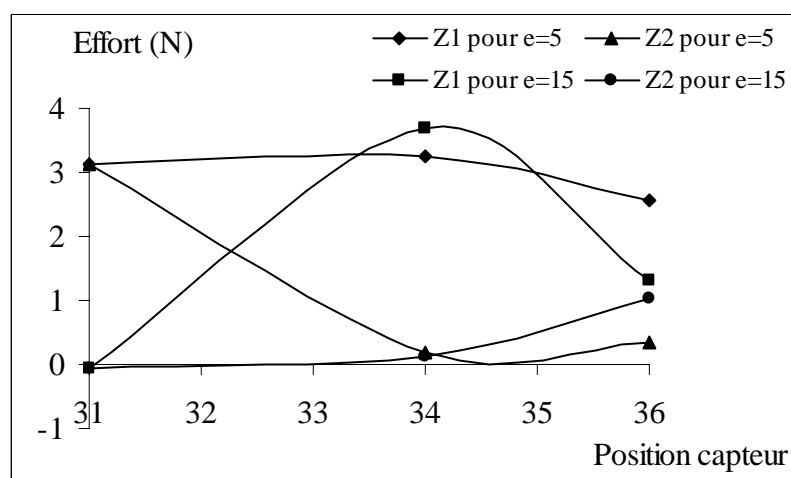


Figure 79 : Actions de contact, composantes sagittales (Z), chargement latéral.

Si le frottement est négligé, la composante  $X_1$  s'annule et  $X_2$  reste indéterminée. Les valeurs numériques correspondent à un effort unité. Pour l'ouverture résultant d'une hauteur,  $e$ , du capteur de 5 mm,  $Y_1$  et  $Y_2$  conservent des valeurs voisines (Figure 78). Le passage de la position 31 à la position 36 entraîne une réduction significative de  $|Y_1|$  et  $|Y_2|$ . La composante  $Z_1$  reste faible et quasi-constante alors que  $Z_2$  tend vers zéro (Figure 79).

Pour l'ouverture résultant d'une hauteur,  $e$ , du capteur de 15 mm,  $Y_1$  et  $Y_2$  se différencient. Le passage de la position 31 à la position 36 entraîne également la réduction de  $|Y_1|$  et  $|Y_2|$ .

#### 4.3 Situation du point de contact temporo-mandibulaire, conséquence

Pour les prothèses de types 1 à 3, le point de contact temporo-mandibulaire évolue sur la surface du néo-condyle. Au cours des mouvements de diduction ou de mastication, le moment de l'action exercée par la zone temporale sollicite la liaison condyle-tige et l'encastrement de l'implant dans le ramus mandibulaire. Cette sollicitation favorise l'apparition de micro-déplacements de la tige par rapport à la mandibule et, par suite, le descellement de la prothèse.

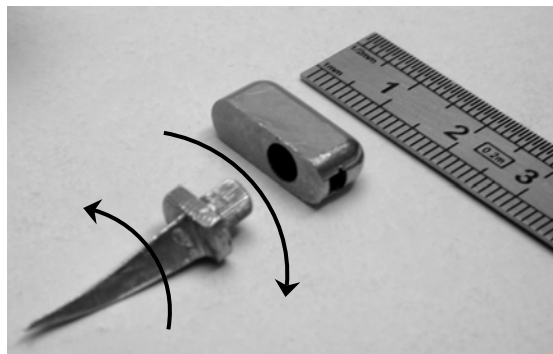


Figure 80 : Action de la zone temporale, encastrement de l'implant.

Le passage du type 1 (vissé) aux types 2 ou 3 (implantation dans le canal médullaire) modifie la solution technique d'encastrement de l'implant mais ne supprime pas cette cause de descellement. La géométrie du condyle doit donc être revue.

## 5 Protocole expérimental et perspectives

Cette phase de l'étude livre une méthode tridimensionnelle dont les incertitudes doivent être évaluées.

### 5.1 Evolution des équipements, du protocole

La pose des douze électrodes intramusculaires génère un traumatisme au voisinage de la branche mandibulaire. Les faisceaux du muscle temporal, superficiels, en éventail et de faible épaisseur, permettent d'alléger la mise en œuvre du protocole en remplaçant les électrodes filaires par des électrodes de surface.

Les directions des actions exercées par le masséter et le ptérygoïdien moyen restent quasi parallèles [Pruim, 78] [Pruim, 80]. Cette remarque permet d'envisager la suppression de l'électrode implantée dans le ptérygoïdien médial à partir de la cavité buccale en affectant une section corrigée au masséter.

## 5.2 Perspectives

La description des actions de liaison impose de disposer de nouveaux relevés pour confirmer ces premiers résultats et permettre ensuite de relier les chargements et les déplacements de la mandibule.

La vectorisation des actions musculaires, nécessaire pour traduire l'équilibre de la mandibule sous chargement, peut être envisagée in vivo. L'élaboration d'un modèle musculaire tridimensionnel personnalisé s'effectue par stéréoradiographie [Bonneau, 02] et reconstruction.



## Bibliographie 5

---

**[Belguedj, 00]**

Belguedj M., "L'organisation du développement vertical des structures crano-facio-cervicales", Laboratoire d'odontologie, *Université du Droit et de la Santé*, Lille, 2000.

**[Bonneau, 02]**

Bonneau D., Pomero V. & Skalli W., "Modélisation musculaire personnalisée 3D du rachis", *Journées Mondiales de Médecine*, Toulouse, 2002.

**[Blanksma, 92]**

Blanksma NG., Van Eijden TM. & Weijs WA., "Electromyographic heterogeneity in the human masseter muscle", *Journal of Dentistry Research*, **71**, 47-52, 1992.

**[Bouisset, 95]**

Bouisset S. & Maton B., "Muscles, posture et mouvement", *Hermann*, Paris, 1995.

**[Caix, 91]**

Caix Ph. & Carles J., "L'articulation temporo-mandibulaire et son vrai-faux ménisque", Laboratoire d'Anatomie, *Faculté de Médecine*, Amiens, 1991.

**[Darqué, 89]**

Darqué J., Darqué F. & Boileau MJ., "Dimension verticale", *Congrès de la Société Française d'Orthopédie Dento-Faciale*, Bordeaux, 1989.

**[Dumoulin, 84]**

Dumoulin J. & de Bisschop G., "Electromyographie et électrodiagnostics", *Maloine*, Paris, 1984.

**[Moller, 66]**

Moller E., "The chewing apparatus", *Acta Physiologica Scandinavia*, Copenhagen, 1966.

**[Nahmias, 00]**

Nahmias I, "Contribution à l'étude de la cinématique mandibulaire", Orthodontie, *Université Paris 5*, Paris, 2000.

**[Pruim, 78]**

Pruim GJ., Ten Bosch JJ. & De Jongh HJ., "Jaw muscle EMG-activity and static loading of the mandible", *Journal of Biomechanics*, **11**, 389-395, 1978.

**[Pruim, 80]**

Pruim GJ., De Jongh HJ. & Ten Bosch JJ., "Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels", *Journal of Biomechanics*, **13**, 755-763, 1980.

## Conclusions et perspectives

---

Cette première étude de biomécanique ostéo-articulaire conduite au sein du Laboratoire de Mécanique Physique élabore et valide un protocole de caractérisation de l'Articulation Temporo-Mandibulaire. Cette caractérisation est nécessaire pour envisager, à terme, une conception de prothèse.

### *Protocole, éléments de caractérisation de l'articulation*

L'utilisation de l'analyse de la valeur, approche nouvelle en biomécanique ostéo-articulaire, assimile le corps humain à un mécanisme. L'articulation correspond alors à la liaison qui établit les "relations" entre deux sous-ensembles de ce mécanisme. Cette liaison autorise des déplacements relatifs (cinématique admissible) et assure une transmission d'actions (actions transmissibles).

La phase initiale de modélisation de la liaison s'effectue à partir d'une étude géométrique des surfaces articulaires fonctionnelles. Cette analyse s'appuie ici, *in vitro*, sur la dissection décrite dans le chapitre 3. Elle débouche sur un premier modèle qui distingue deux cas de sollicitations : déplacements et chargements plans ou tridimensionnels.

Afin de valider, voire de durcir ce premier modèle, le protocole se fonde ensuite sur deux axes d'investigation complémentaires : la cinématique admissible (déplacements) d'une part, et les actions transmissibles par la liaison naturelle d'autre part.

L'adaptation de l'analyse vidéo tridimensionnelle au cas de l'ATM, dans le chapitre 4, permet de décrire le mouvement de la mandibule et de quantifier les déplacements des centres des condyles mandibulaires de la liaison naturelle. L'analyse du mouvement démontre la simultanéité de la translation et de la rotation lors de l'ouverture et infirme des résultats antérieurs. Les déplacements des condyles s'avèrent compatibles avec ceux que le modèle géométrique autorise. Ils constituent un premier élément de validation.

L'exploitation de l'électromyographie de détection et de l'IRM, dans le chapitre 5, permet de quantifier les actions musculaires. L'évaluation partielle des efforts transmis par la liaison s'appuie ensuite sur le modèle géométrique. Le déplacement du point d'application de ces efforts mis en évidence dans les chapitres 3 et 4, explique les ruptures ou les descellements des prothèses présentées dans le chapitre 1.

Le protocole met donc en œuvre deux méthodes tridimensionnelles. Validées par cette étude, ces méthodes et les techniques associées peuvent maintenant être affinées. Les premiers résultats élaborés doivent être fiabilisés. Ils caractérisent cependant déjà l'articulation.

#### *Evolutions techniques, perspectives*

En utilisant les techniques d'analyse vidéo, une étude cinématique statistique sur un échantillon minimum de trente patients (en cours de réalisation dans le cadre d'une thèse au Laboratoire de Mécanique Physique) tente de dégager des critères de classification (amplitude de déplacements, contribution en ouverture de la rotation, de la translation ...). Cette classification dégagera-t-elle des groupes proches de ceux que mettent en évidence la typologie faciale et la morphologie temporale ?

Les techniques de mise en œuvre de l'analyse vidéo peuvent être allégées sans altérer la validité de la méthode. En conservant le principe, il est possible de réduire l'équipement et le traitement par des modifications plus ou moins importantes : utilisation d'un casque standard remplaçant la gouttière personnalisée liée au maxillaire supérieur, utilisation de marqueurs infrarouges ...

La vectorisation des faisceaux musculaires par IRM ou stéréoradiographie, in vivo, va fiabiliser les résultats numériques. Cette technique permet de disposer simultanément pour le cobaye étudié des résultats des analyses géométriques, cinématiques et électromyographiques.

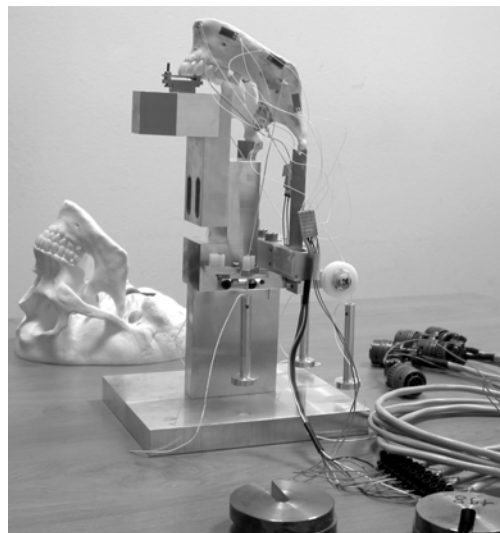
Les techniques de mise en œuvre de l'électromyographie doivent être allégées. L'électrode de surface remplace l'électrode filaire pour les muscles plats. L'enregistrement est limité aux faisceaux influents après l'analyse de l'action des muscles antagonistes. La recherche de corrélations entre l'activité musculaire et la forme du squelette facial d'une part, entre l'activité musculaire et les intensités des actions temporo-mandibulaires d'autre part, devient alors possible.

Ces perspectives d'études laissent espérer l'élaboration d'une typologie des articulations temporo-mandibulaires qui mette en corrélation des critères relatifs aux:

- amplitudes des déplacements temporo-condyliens lors des mouvements relatifs des deux maxillaires (volumes enveloppe des positions des centres des condyles),
- intensités des actions aux contacts temporo-condyliens.

Ces critères entreront alors dans la rédaction du Cahier des Charges de conception de prothèses (quasi personnalisées) de l'Articulation Temporo-Mandibulaire.

Une collaboration (en cours) entre le Laboratoire de Mécanique Physique et l'unité TEMA de l'Université d'Aveiro développe un modèle numérique de la mandibule. Dans une première phase, la détermination des actions musculaires et des actions aux contacts articulaires a permis d'établir une cartographie des contraintes<sup>1</sup>. Le modèle numérique initial a été recalé et validé par des mesures expérimentales (Figure ci-dessous). La seconde phase, à terme, envisage la conception et le développement d'une nouvelle prothèse après une modélisation et une analyse, *in vitro*, du comportement des prothèses actuelles.



Dispositif expérimental.

---

<sup>1</sup> Ramos A., Ballu A., Mesnard M., Carvalho L., Talaia P., Simoes JA., "Influencia dos musculos masseter e temporal e das forças de oclusao nas deformações indizadas na face externa da mandibula", 6° Congresso de Analise Experimental de Tensoes e Mecanica Experimental, Ponta Delgada, 52-54, 2005.



## Annexe 1

## Points d'insertions, vectorisation des muscles élévateurs

profil 1, gauche	$C_{12}$								
	45	9,8	44,4						
$d_i$	$B_{12}$			$B_{12} C_{12}$			$u_{bc}$		
0	48	-28	48,7	-3	37,8	-4,3	-0,08	0,99	-0,11
5	48	-35	43,9	-3	44,8	0,5	-0,07	1,00	0,01
10	48	-35,6	43,8	-3	45,4	0,6	-0,07	1,00	0,01
15	48	-36,1	43,5	-3	45,9	0,9	-0,07	1,00	0,02
20	48	-39,8	43,0	-3	49,6	1,4	-0,06	1,00	0,03
25	48	-42,9	42,4	-3	52,7	2,0	-0,06	1,00	0,04
30	48	-46,8	42,1	-3	56,6	2,3	-0,05	1,00	0,04

profil 2, droit	$C_{22}$								
	-45	9,8	44,4						
$d_i$	$B_{22}$			$B_{22} C_{22}$			$u_{bc}$		
0	-48	-28	48,7	3	37,8	-4,3	0,08	0,99	-0,11
5	-48	-35	43,9	3	44,8	0,5	0,07	1,00	0,01
10	-48	-35,6	43,8	3	45,4	0,6	0,07	1,00	0,01
15	-48	-36,1	43,5	3	45,9	0,9	0,07	1,00	0,02
20	-48	-39,8	43,0	3	49,6	1,4	0,06	1,00	0,03
25	-48	-42,9	42,4	3	52,7	2,0	0,06	1,00	0,04
30	-48	-46,8	42,1	3	56,6	2,3	0,05	1,00	0,04

$d_i$  distance inter-incisives imposée, mouvement plan d'ouverture/fermeture (mm)

$C_{jk}$  point d'insertion côté crâne, profil 1 ou 2, muscle 1 à 6

$B_{jl}$  point d'insertion côté mandibule, profil 1 ou 2, muscle 1 à 6

$u_{bc}$  vecteur directeur unitaire orienté de  $B_{j2}$  vers  $C_{j2}$

Figure 1 : Masséter superficiel, points d'insertions et vectorisation dans le repère  $R(C_0, b)$ .

profil 1, gauche		$C_{13}$								
		25	-4,3	26,8						
$di$	$B_{13}$			$B_{13}C_{13}$			$u_{bc}$			
0	43	-34,7	37,9	-18	30,4	-11,1	-0,49	0,82	-0,30	
5	43	-35	36,6	-18	30,7	-9,8	-0,49	0,83	-0,27	
10	43	-36	25,6	-18	31,7	1,2	-0,49	0,87	0,03	
15	43	-33,8	28,4	-18	29,5	-1,6	-0,52	0,85	-0,05	
20	43	-35,6	30,5	-18	31,3	-3,7	-0,50	0,86	-0,10	
25	43	-35,3	34,1	-18	31,0	-7,3	-0,49	0,85	-0,20	
30	43	-39,0	34,5	-18	34,7	-7,7	-0,45	0,87	-0,19	

profil 2, droit		$C_{23}$								
		-25	-4,3	26,8						
$di$	$B_{23}$			$B_{23}C_{23}$			$u_{bc}$			
0	-43	-34,7	37,9	18	30,4	-11,1	0,49	0,82	-0,30	
5	-43	-35	36,6	18	30,7	-9,8	0,49	0,83	-0,27	
10	-43	-36	25,6	18	31,7	1,2	0,49	0,87	0,03	
15	-43	-33,8	28,4	18	29,5	-1,6	0,52	0,85	-0,05	
20	-43	-35,6	30,5	18	31,3	-3,7	0,50	0,86	-0,10	
25	-43	-35,3	34,1	18	31,0	-7,3	0,49	0,85	-0,20	
30	-43	-39,0	34,5	18	34,7	-7,7	0,45	0,87	-0,19	

Figure 2 : Ptérygoïdien médial, points d'insertions et vectorisation dans le repère  $R(C_0, b)$ .

profil 1, gauche		$C_{14}$								
		50	65,4	19						
$di$	$B_{14}$			$B_{14}C_{14}$			$u_{bc}$			
0	40	14,9	34	10	50,5	-15,0	0,19	0,94	-0,28	
5	40	9,2	42,9	10	56,2	-23,9	0,16	0,91	-0,39	
10	40	7,3	41,9	10	58,1	-22,9	0,16	0,92	-0,36	
15	40	9,4	42,4	10	56,0	-23,4	0,16	0,91	-0,38	
20	40	5,2	42,9	10	60,2	-23,9	0,15	0,92	-0,36	
25	40	3,6	43,6	10	61,8	-24,6	0,15	0,92	-0,37	
30	40	-2,7	43,8	10	68,1	-24,8	0,14	0,93	-0,34	

profil 2, droit		$C_{24}$								
		-50	65,4	19						
$di$	$B_{24}$			$B_{24}C_{24}$			$u_{bc}$			
0	-40	14,9	34	-10	50,5	-15,0	-0,19	0,94	-0,28	
5	-40	9,2	42,9	-10	56,2	-23,9	-0,16	0,91	-0,39	
10	-40	7,3	41,9	-10	58,1	-22,9	-0,16	0,92	-0,36	
15	-40	9,4	42,4	-10	56,0	-23,4	-0,16	0,91	-0,38	
20	-40	5,2	42,9	-10	60,2	-23,9	-0,15	0,92	-0,36	
25	-40	3,6	43,6	-10	61,8	-24,6	-0,15	0,92	-0,37	
30	-40	-2,7	43,8	-10	68,1	-24,8	-0,14	0,93	-0,34	

Figure 3 : Temporal antérieur, points d'insertions et vectorisation dans le repère  $R(C_0, b)$ .



profil 1, gauche		C 15			B 15 C 15			u bc		
		50	62,4	-38,7						
di	B 15			B 15 C 15			u bc			
0	40	11,1	36,7	10	51,3	-75,4	0,11	0,56	-0,82	
5	40	9,2	42,9	10	53,2	-81,6	0,10	0,54	-0,83	
10	40	7,6	42,1	10	54,8	-80,8	0,10	0,56	-0,82	
15	40	5,5	42,2	10	56,9	-80,9	0,10	0,57	-0,81	
20	40	7,2	41,3	10	55,2	-80,0	0,10	0,56	-0,82	
25	40	6,9	40,7	10	55,5	-79,4	0,10	0,57	-0,82	
30	40	10,4	39,6	10	52,0	-78,3	0,11	0,55	-0,83	

profil 2, droit		C 25			B 25 C 25			u bc		
		-50	62,4	-38,7						
di	B 25			B 25 C 25			u bc			
0	-40	11,1	36,7	-10	51,3	-75,4	-0,11	0,56	-0,82	
5	-40	9,2	42,9	-10	53,2	-81,6	-0,10	0,54	-0,83	
10	-40	7,6	42,1	-10	54,8	-80,8	-0,10	0,56	-0,82	
15	-40	5,5	42,2	-10	56,9	-80,9	-0,10	0,57	-0,81	
20	-40	7,2	41,3	-10	55,2	-80,0	-0,10	0,56	-0,82	
25	-40	6,9	40,7	-10	55,5	-79,4	-0,10	0,57	-0,82	
30	-40	10,4	39,6	-10	52,0	-78,3	-0,11	0,55	-0,83	

Figure 4 : Temporal médial, points d'insertions et vectorisation dans le repère  $R(C_0, b)$ .

profil 1, gauche		C 16			B 16 C 16			u bc		
		50	25,8	-65,4						
di	B 16			B 16 C 16			u bc			
0	40	10,9	37,1	10	14,9	-102,5	0,10	0,14	-0,99	
5	40	8,1	39,8	10	17,7	-105,2	0,09	0,17	-0,98	
10	40	7,2	41,5	10	18,6	-106,9	0,09	0,17	-0,98	
15	40	8	42,1	10	17,8	-107,5	0,09	0,16	-0,98	
20	40	7,3	42,8	10	18,5	-108,2	0,09	0,17	-0,98	
25	40	7,4	43,8	10	18,4	-109,2	0,09	0,17	-0,98	
30	40	6,0	44,1	10	19,8	-109,5	0,09	0,18	-0,98	

profil 2, droit		C 26			B 26 C 26			u bc		
		-50	25,8	-65,4						
di	B 26			B 26 C 26			u bc			
0	-40	10,9	37,1	-10	14,9	-102,5	-0,10	0,14	-0,99	
5	-40	8,1	39,8	-10	17,7	-105,2	-0,09	0,17	-0,98	
10	-40	7,2	41,5	-10	18,6	-106,9	-0,09	0,17	-0,98	
15	-40	8	42,1	-10	17,8	-107,5	-0,09	0,16	-0,98	
20	-40	7,3	42,8	-10	18,5	-108,2	-0,09	0,17	-0,98	
25	-40	7,4	43,8	-10	18,4	-109,2	-0,09	0,17	-0,98	
30	-40	6,0	44,1	-10	19,8	-109,5	-0,09	0,18	-0,98	

Figure 5 : Temporal postérieur, points d'insertions et vectorisation dans le repère  $R(C_0, b)$ .



## Annexe 2

---

### Systèmes linéaires surdimensionnés, résolution au sens des moindres carrés

$[X] \in \mathbf{R}^n$  solution est donc tel que  $\|([N]-[M][X])\| = \min \|([N]-[M][Y])\|$  pour  $[Y] \in \mathbf{R}^n$ .

Le carré de la norme de  $([N]-[M][Y])$  s'écrit

$$F(Y) = ([N]-[M][Y])^2 = ([N]-[M][Y])^T \cdot ([N]-[M][Y]) \text{ ou,}$$

$$F(Y) = ([N]^T \cdot [N]) - ([Y]^T \cdot [M]^T \cdot [N]) - ([N]^T \cdot [M] \cdot [Y]) - ([Y]^T \cdot [M]^T \cdot [M] \cdot [Y])$$

La symétrie du produit scalaire euclidien donne,

$$([Y]^T \cdot [M]^T \cdot [N]) - ([N]^T \cdot [M] \cdot [Y]) (= -2 \cdot ([N]^T \cdot [M] \cdot [Y]))$$

En posant  $(MY, N) = ([N]^T \cdot [M] \cdot [Y])$ , il vient  $(MY, MY) = ([Y]^T \cdot [M]^T \cdot [M] \cdot [Y])$  et,

$$F(Y) = ([N]-[M][Y])^2 = (N, N) - 2 \cdot (MY, N) + (MY, MY)$$

La condition nécessaire d'extremum de  $F(Y)$  se traduit par  $F'(Y) = 0$ .

Par définition de la dérivée directionnelle de  $F(Y)$  suivant le vecteur  $V$ ,

$$F'(Y) \cdot V = \lim (F(Y+hV) - F(Y)) / h \text{ lorsque } h \text{ tend vers } 0.$$

En formant  $F(Y+hV) = (N, N) - 2 \cdot (M(Y+hV), N) + (M(Y+hV), M(Y+hV))$ , il vient

$$F(Y+hV) = (N, N) - 2 \cdot (MY, N) + (MY, MY) - 2 \cdot h \cdot (MV, N) + h \cdot (MV, MY) +$$

$$h \cdot (MY, MV) + h^2 \cdot (MV, MV)$$

$$F(Y+hV) = F(Y) - 2 \cdot h \cdot (MV, N) + h \cdot (MV, MY) + h \cdot (MY, MV) + h^2 \cdot (MV, MV)$$

Par symétrie  $(MV, MY) = (MY, MV)$ , d'où

$$F(Y+hV) = F(Y) - 2 \cdot h \cdot (MV, N) + 2 \cdot h \cdot (MV, MY) + h^2 \cdot (MV, MV) \text{ et,}$$

$$(F(Y+hV) - F(Y)) / h = -2 \cdot h \cdot (MV, N) + 2 \cdot h \cdot (MV, MY) + h^2 \cdot (MV, MV)$$

$$(F(Y+hV) - F(Y)) / h = -2 \cdot (MV, N - MY) + h \cdot (MV, MV)$$

Par suite,  $F'(Y) = 0 \Leftrightarrow (MV, N - MY) = 0, \forall V$  ou encore,  $(V, M^T \cdot (N - MY)) = 0, \forall V$

Ce qui implique  $(M^T \cdot (N - MY)) = 0 \Leftrightarrow M^T \cdot N = M^T \cdot MY$

---



## Annexe 3

## Efforts développés par les muscles élévateurs

masséter superficiel (ms)

section max. (IRM),  $S_{max} = 337 \text{ mm}^2$ coefficient calcul de  $F_{ms\ max}$ ,  $K = 0,9 \text{ N.mm}^{-2}$ effort max. calculé,  $F_{ms\ max} = S_{max} * K = 303,3 \text{ N}$ situation capteur correspondant à  $F_{ms\ max} =$  incisive (31), hauteur 25 mm

profil 1, gauche

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F capt.</i>	<i>u bc capteur</i>			<i>EMGr</i>	<i>F i2</i>	<i>F i2u</i>	<i>u bc muscle</i>		
31	5	5,0	-21,7	0,00	1,00	0,09	0,023	183,9	8,5	-0,07	1,00	0,01
34	5	9,6	-11,3	0,00	0,99	0,12	-0,008	-60,9	-5,4	-0,07	1,00	0,01
36	5	13,8	-25,5	0,00	0,98	0,18	0,008	64,1	2,5	-0,07	1,00	0,02
31	15	15,0	-14,5	0,00	0,98	0,19	0,027	218,4	15,1	-0,07	1,00	0,02
34	15	20,6	-17,3	0,00	0,96	0,26	-0,004	-33,5	-1,9	-0,06	1,00	0,03
36	15	29,5	-76,3	0,00	0,93	0,37	0,009	72,2	0,9	-0,05	1,00	0,04
31	20	20,0	-38,7	0,00	0,97	0,26	0,011	90,0	2,3	-0,06	1,00	0,03
31	25	25,0	-44,9	0,00	0,95	0,32	0,038	303,3	6,8	-0,06	1,00	0,04
31	30	30,0	-39,8	0,00	0,93	0,38	0,015	117,4	2,9	-0,05	1,00	0,04

profil 2, droit

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F capt.</i>	<i>u bc capteur</i>			<i>EMGr</i>	<i>F i2</i>	<i>F i2u</i>	<i>u bc muscle</i>		
31	5	5,0	-21,7	0,00	1,00	0,09	0,023	183,9	8,5	0,07	1,00	0,01
34	5	9,6	-55,5	0,00	0,99	0,12	0,018	146,9	2,6	0,07	1,00	0,01
36	5	13,8	-41,9	0,00	0,98	0,18	0,007	55,6	1,3	0,07	1,00	0,02
31	15	15,0	-14,5	0,00	0,98	0,19	0,027	218,4	15,1	0,07	1,00	0,02
34	15	20,6	-19,5	0,00	0,96	0,26	0,012	95,8	4,9	0,06	1,00	0,03
36	15	29,5	-36,0	0,00	0,93	0,37	0,011	84,8	2,4	0,05	1,00	0,04
31	20	20,0	-38,7	0,00	0,97	0,26	0,011	90,0	2,3	0,06	1,00	0,03
31	25	25,0	-44,9	0,00	0,95	0,32	0,038	303,3	6,8	0,06	1,00	0,04
31	30	30,0	-39,8	0,00	0,93	0,38	0,015	117,4	2,9	0,05	1,00	0,04

effort calculé,  $F_{i2} = F_{mp\ max} / EMGr_{max} * EMGr$ effort normé calculé,  $F_{i2u} = F_{i2} / norme\ F_{capt.}\ correspondant$ Tableau 1 : Effort développé par le masséter superficiel, projections sur la base *b*.

**ptérygoïdien médial (pm)**

section max. (IRM),  $S_{max} = 425 \text{ mm}^2$   
 coefficient calcul de  $F_{pm \text{ max}}$ ,  $K = 0,9 \text{ N.mm}^{-2}$   
 effort max. calculé,  $F_{pm \text{ max}} = S_{max} * K = 382,5 \text{ N}$   
 situation capteur correspondant à  $F_{pm \text{ max}} =$  incisive (31), hauteur 25 mm

**profil 1, gauche**

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F<sub>capt.</sub></i>	<i>u bc capteur</i>			<i>EMGr</i>	<i>F<sub>i3</sub></i>	<i>F<sub>i3u</sub></i>	<i>u bc muscle</i>		
31	5	5,0	-21,7	0,00	1,00	0,09	0,061	286,5	13,2	-0,49	0,83	-0,27
34	5	9,6	-11,3	0,00	0,99	0,12	0,023	109,4	9,7	-0,50	0,87	-0,01
36	5	13,8	-25,5	0,00	0,98	0,18	0,006	29,1	1,1	-0,51	0,86	-0,04
31	15	15,0	-14,5	0,00	0,98	0,19	0,055	259,4	17,9	-0,52	0,85	-0,05
34	15	20,6	-17,3	0,00	0,96	0,26	0,028	131,4	7,6	-0,49	0,86	-0,11
36	15	29,5	-76,3	0,00	0,93	0,37	0,031	146,4	1,9	-0,45	0,87	-0,19
31	20	20,0	-38,7	0,00	0,97	0,26	0,023	107,7	2,8	-0,50	0,86	-0,10
31	25	25,0	-44,9	0,00	0,95	0,32	0,081	382,5	8,5	-0,49	0,85	-0,20
31	30	30,0	-39,8	0,00	0,93	0,38	0,047	222,8	5,6	-0,45	0,87	-0,19

**profil 2, droit**

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F<sub>capt.</sub></i>	<i>u bc capteur</i>			<i>EMGr</i>	<i>F<sub>i3</sub></i>	<i>F<sub>i3u</sub></i>	<i>u bc muscle</i>		
31	5	5,0	-21,7	0,00	1,00	0,09	0,061	286,5	13,2	0,49	0,83	-0,27
34	5	9,6	-55,5	0,00	0,99	0,12	0,025	116,8	2,1	0,50	0,87	-0,01
36	5	13,8	-41,9	0,00	0,98	0,18	0,022	102,5	2,4	0,51	0,86	-0,04
31	15	15,0	-14,5	0,00	0,98	0,19	0,055	259,4	17,9	0,52	0,85	-0,05
34	15	20,6	-19,5	0,00	0,96	0,26	0,038	178,6	9,2	0,49	0,86	-0,11
36	15	29,5	-36,0	0,00	0,93	0,37	-0,001	-2,8	-0,1	0,45	0,87	-0,19
31	20	20,0	-38,7	0,00	0,97	0,26	0,023	107,7	2,8	0,50	0,86	-0,10
31	25	25,0	-44,9	0,00	0,95	0,32	0,081	382,5	8,5	0,49	0,85	-0,20
31	30	30,0	-39,8	0,00	0,93	0,38	0,047	222,8	5,6	0,45	0,87	-0,19

effort calculé,  $F_{i3} = F_{pm \text{ max}} / EMGr_{\text{ max}} * EMGr$   
 effort normé calculé,  $F_{i3u} = F_{i3} / \text{norme } F_{\text{capt. correspondant}}$

Tableau 2: Effort développé par le ptérygoïdien médial, projections sur la base *b*.

**temporal antérieur (ta)**

section max. (IRM),  $S_{max} = 128 \text{ mm}^2$

coefficient calcul de  $F_{ta\ max}$ ,  $K = 0,9 \text{ N.mm}^{-2}$

effort max. calculé,  $F_{ta\ max} = S_{max} * K = 115,2 \text{ N}$

situation capteur correspondant à  $F_{ta\ max}$  = molaire (36), hauteur 5 mm

**profil 1, gauche**

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F capt.</i>	<i>u bc capteur</i>			<i>EMGr</i>	<i>F 14</i>	<i>F 14u</i>	<i>u bc muscle</i>		
31	5	5,0	-21,7	0,00	1,00	0,09	0,000	0,4	0,0	0,16	0,91	-0,39
34	5	9,6	-11,3	0,00	0,99	0,12	0,067	62,2	5,5	0,16	0,92	-0,37
36	5	13,8	-25,5	0,00	0,98	0,18	0,124	115,2	4,5	0,16	0,91	-0,38
31	15	15,0	-14,5	0,00	0,98	0,19	0,002	1,7	0,1	0,16	0,91	-0,38
34	15	20,6	-17,3	0,00	0,96	0,26	0,065	60,2	3,5	0,15	0,92	-0,36
36	15	29,5	-76,3	0,00	0,93	0,37	0,081	75,8	1,0	0,14	0,93	-0,34
31	20	20,0	-38,7	0,00	0,97	0,26	-0,003	-2,5	-0,1	0,15	0,92	-0,36
31	25	25,0	-44,9	0,00	0,95	0,32	0,017	16,3	0,4	0,15	0,92	-0,37
31	30	30,0	-39,8	0,00	0,93	0,38	0,008	7,1	0,2	0,14	0,93	-0,34

**profil 2, droit**

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F capt.</i>	<i>u bc capteur</i>			<i>EMGr</i>	<i>F 24</i>	<i>F 24u</i>	<i>u bc muscle</i>		
31	5	5,0	-21,7	0,00	1,00	0,09	0,000	0,4	0,0	-0,16	0,91	-0,39
34	5	9,6	-55,5	0,00	0,99	0,12	0,024	22,5	0,4	-0,16	0,92	-0,37
36	5	13,8	-41,9	0,00	0,98	0,18	0,040	37,8	0,9	-0,16	0,91	-0,38
31	15	15,0	-14,5	0,00	0,98	0,19	0,002	1,7	0,1	-0,16	0,91	-0,38
34	15	20,6	-19,5	0,00	0,96	0,26	0,011	10,1	0,5	-0,15	0,92	-0,36
36	15	29,5	-36,0	0,00	0,93	0,37	0,043	40,0	1,1	-0,14	0,93	-0,34
31	20	20,0	-38,7	0,00	0,97	0,26	-0,003	-2,5	-0,1	-0,15	0,92	-0,36
31	25	25,0	-44,9	0,00	0,95	0,32	0,017	16,3	0,4	-0,15	0,92	-0,37
31	30	30,0	-39,8	0,00	0,93	0,38	0,008	7,1	0,2	-0,14	0,93	-0,34

effort calculé,  $F_{i4} = F_{ta\ max} / EMGr_{max} * EMGr$

effort normé calculé,  $F_{i4u} = F_{i4} / norme\ F_{capt.}\ correspondant$

Tableau 3 : Effort développé par le temporal antérieur, projections sur la base *b*.

**temporal moyen (tm)**

section max. (IRM),  $S_{max} = 72 \text{ mm}^2$   
 coefficient calcul de  $F_{tm\ max}$ ,  $K = 0,9 \text{ N.mm}^{-2}$   
 effort max. calculé,  $F_{tm\ max} = S_{max} * K = 64,8 \text{ N}$   
 situation capteur correspondant à  $F_{tm\ max} =$  molaire (31), hauteur 20 mm

**profil 1, gauche**

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F capt.</i>	<i>u bc capteur</i>			<i>EMGr</i>	<i>F 15</i>	<i>F 15u</i>	<i>u bc muscle</i>		
31	5	5,0	-21,7	0,00	1,00	0,09	0,025	9,7	0,4	0,10	0,54	-0,83
34	5	9,6	-11,3	0,00	0,99	0,12	0,050	18,9	1,7	0,10	0,56	-0,82
36	5	13,8	-25,5	0,00	0,98	0,18	0,071	27,2	1,1	0,10	0,57	-0,82
31	15	15,0	-14,5	0,00	0,98	0,19	0,035	13,3	0,9	0,10	0,57	-0,81
34	15	20,6	-17,3	0,00	0,96	0,26	0,036	13,7	0,8	0,10	0,56	-0,82
36	15	29,5	-76,3	0,00	0,93	0,37	0,026	10,0	0,1	0,11	0,55	-0,83
31	20	20,0	-38,7	0,00	0,97	0,26	0,170	64,8	1,7	0,10	0,56	-0,82
31	25	25,0	-44,9	0,00	0,95	0,32	0,070	26,5	0,6	0,10	0,57	-0,82
31	30	30,0	-39,8	0,00	0,93	0,38	0,014	5,2	0,1	0,11	0,55	-0,83

**profil 2, droit**

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F capt.</i>	<i>u bc capteur</i>			<i>EMGr</i>	<i>F 25</i>	<i>F 25u</i>	<i>u bc muscle</i>		
31	5	5,0	-21,7	0,00	1,00	0,09	0,025	9,7	0,4	-0,10	0,54	-0,83
34	5	9,6	-55,5	0,00	0,99	0,12	0,006	2,3	0,0	-0,10	0,56	-0,82
36	5	13,8	-41,9	0,00	0,98	0,18	0,026	9,9	0,2	-0,10	0,57	-0,82
31	15	15,0	-14,5	0,00	0,98	0,19	0,035	13,3	0,9	-0,10	0,57	-0,81
34	15	20,6	-19,5	0,00	0,96	0,26	0,007	2,7	0,1	-0,10	0,56	-0,82
36	15	29,5	-36,0	0,00	0,93	0,37	0,076	28,8	0,8	-0,11	0,55	-0,83
31	20	20,0	-38,7	0,00	0,97	0,26	0,170	64,8	1,7	-0,10	0,56	-0,82
31	25	25,0	-44,9	0,00	0,95	0,32	0,070	26,5	0,6	-0,10	0,57	-0,82
31	30	30,0	-39,8	0,00	0,93	0,38	0,014	5,2	0,1	-0,11	0,55	-0,83

effort calculé,  $F_{i5} = F_{tm\ max} / EMGr_{max} * EMGr$   
 effort normé calculé,  $F_{i5u} = F_{i5} / norme\ F_{capt.}\ correspondant$

Tableau 4 : Effort développé par le temporal moyen, projections sur la base *b*.



**temporal postérieur (tp)**

section max. (IRM),  $S_{max} = 42 \text{ mm}^2$

coefficient calcul de  $F_{tp \text{ max}}$ ,  $K = 0,9 \text{ N.mm}^{-2}$

effort max. calculé,  $F_{tp \text{ max}} = S_{max} * K = 37,8 \text{ N}$

situation capteur correspondant à  $F_{tp \text{ max}} =$  molaire (36), hauteur 15 mm

**profil 1, gauche**

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F capt.</i>	<i>u bc capteur</i>			<i>EMGr</i>	<i>F 16</i>	<i>F 16u</i>	<i>u bc muscle</i>		
31	5	5,0	-21,7	0,00	1,00	0,09	0,000	0,0	0,0	0,09	0,17	-0,98
34	5	9,6	-11,3	0,00	0,99	0,12	0,000	0,0	0,0	0,09	0,17	-0,98
36	5	13,8	-25,5	0,00	0,98	0,18	0,000	0,0	0,0	0,09	0,16	-0,98
31	15	15,0	-14,5	0,00	0,98	0,19	0,000	1,8	0,1	0,09	0,16	-0,98
34	15	20,6	-17,3	0,00	0,96	0,26	0,002	14,9	0,9	0,09	0,17	-0,98
36	15	29,5	-76,3	0,00	0,93	0,37	0,006	37,8	0,5	0,09	0,18	-0,98
31	20	20,0	-38,7	0,00	0,97	0,26	0,001	8,8	0,2	0,09	0,17	-0,98
31	25	25,0	-44,9	0,00	0,95	0,32	0,000	0,0	0,0	0,09	0,17	-0,98
31	30	30,0	-39,8	0,00	0,93	0,38	0,001	8,1	0,2	0,09	0,18	-0,98

**profil 2, droit**

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F capt.</i>	<i>u bc capteur</i>			<i>EMGr</i>	<i>F 26</i>	<i>F 26u</i>	<i>u bc muscle</i>		
31	5	5,0	-21,7	0,00	1,00	0,09	0,000	0,0	0,0	-0,09	0,17	-0,98
34	5	9,6	-55,5	0,00	0,99	0,12	-0,001	-9,4	-0,2	-0,09	0,17	-0,98
36	5	13,8	-41,9	0,00	0,98	0,18	0,000	0,0	0,0	-0,09	0,16	-0,98
31	15	15,0	-14,5	0,00	0,98	0,19	0,000	1,8	0,1	-0,09	0,16	-0,98
34	15	20,6	-19,5	0,00	0,96	0,26	-0,001	-7,2	-0,4	-0,09	0,17	-0,98
36	15	29,5	-36,0	0,00	0,93	0,37	0,001	8,9	0,2	-0,09	0,18	-0,98
31	20	20,0	-38,7	0,00	0,97	0,26	0,001	8,8	0,2	-0,09	0,17	-0,98
31	25	25,0	-44,9	0,00	0,95	0,32	0,000	0,0	0,0	-0,09	0,17	-0,98
31	30	30,0	-39,8	0,00	0,93	0,38	0,001	8,1	0,2	-0,09	0,18	-0,98

effort calculé,  $F_{i6} = F_{tp \text{ max}} / EMGr_{\text{ max}} * EMGr$

effort normé calculé,  $F_{i6u} = F_{i6} / \text{norme } F_{\text{ capt. correspondant}}$

Tableau 5 : Effort développé par le temporal postérieur, projections sur la base *b*.



## Annexe 4

## Réduction des actions des muscles élévateurs, équilibre de la mandibule

## masséter profond (mp)

## profil 1, gauche

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F11u</i>	<i>F11u base b</i>			<i>O2B11</i>			<i>Mt O2(F11u)</i>		
31	5	5,0	6,0	-0,4	5,9	0,7	98,0	-41,0	22,6	-163,3	-78,9	565,1
34	5	9,6	0,8	-0,1	0,8	0,1	98,0	-41,9	22,9	-23,2	-11,7	78,0
36	5	13,8	0,8	0,0	0,7	0,1	98,0	-41,4	20,7	-20,8	-13,5	71,2
31	15	15,0	8,9	-0,6	8,8	1,6	98,0	-41,3	20,1	-242,6	-168,5	836,4
34	15	20,6	1,4	-0,1	1,4	0,2	98,0	-43,5	21,5	-38,8	-23,3	129,3
36	15	29,5	0,8	0,0	0,8	0,1	98,0	-47,1	23,9	-23,5	-11,1	74,6
31	20	20,0	1,4	-0,1	1,4	0,2	98,0	-43,3	21,4	-38,7	-23,6	129,4
31	25	25,0	2,5	-0,2	2,4	0,5	98,0	-44,3	20,3	-69,2	-47,2	231,1
31	30	30,0	1,3	-0,1	1,3	0,2	98,0	-47,1	23,9	-38,1	-18,0	120,9

## profil 2, droit

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F21u</i>	<i>F21u base b</i>			<i>O2B21</i>			<i>Mt O2(F21u)</i>		
31	5	5,0	6,0	0,4	5,9	0,7	2,0	-41,0	22,6	-163,3	7,2	27,6
34	5	9,6	0,9	0,1	0,9	0,1	2,0	-41,9	22,9	-25,0	1,1	4,1
36	5	13,8	1,8	0,1	1,8	0,3	2,0	-41,4	20,7	-49,8	1,8	8,4
31	15	15,0	8,9	0,6	8,8	1,6	2,0	-41,3	20,1	-242,6	8,2	40,9
34	15	20,6	4,1	0,3	4,0	0,6	2,0	-43,5	21,5	-114,9	4,1	19,0
36	15	29,5	2,8	0,2	2,8	0,4	2,0	-47,1	23,9	-84,2	3,3	13,6
31	20	20,0	1,4	0,1	1,4	0,2	2,0	-43,3	21,4	-38,7	1,4	6,4
31	25	25,0	2,5	0,2	2,4	0,5	2,0	-44,3	20,3	-69,2	2,2	11,5
31	30	30,0	1,3	0,1	1,3	0,2	2,0	-47,1	23,9	-38,1	1,5	6,1

module effort en N

module moment en N.mm

Tableau 1 : Masséter profond, résultante et moment au point  $O_2$ , projections sur la base  $b$ .

**masséter superficiel (ms)**

**profil 1, gauche**

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F 12u</i>	<i>F 12u base b</i>			<i>O 2 B 12</i>			<i>Mt O 2(F 12u)</i>		
31	5	5,0	8,5	-0,6	8,5	0,1	98,0	-32,5	23,4	-201,3	-22,5	811,7
34	5	9,6	-5,4	0,4	-5,4	-0,1	98,0	-33,5	24,1	132,2	15,4	-516,4
36	5	13,8	2,5	-0,2	2,5	0,0	98,0	-33,6	23,6	-60,6	-8,3	240,2
31	15	15,0	15,1	-1,0	15,0	0,3	98,0	-33,7	23,4	-362,0	-51,9	1441
34	15	20,6	-1,9	0,1	-1,9	-0,1	98,0	-38,7	23,5	47,6	8,2	-184,9
36	15	29,5	0,9	-0,1	0,9	0,0	98,0	-46,7	23,7	-24,2	-5,0	90,2
31	20	20,0	2,3	-0,1	2,3	0,1	98,0	-38,2	23,5	-57,1	-9,7	222,2
31	25	25,0	6,8	-0,4	6,7	0,3	98,0	-41,6	23,0	-165,8	-33,8	645,0
31	30	30,0	2,9	-0,2	2,9	0,1	98,0	-46,7	23,7	-75,3	-15,6	280,7

**profil 2, droit**

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F 22u</i>	<i>F 22u base b</i>			<i>O 2 B 22</i>			<i>Mt O 2(F 22u)</i>		
31	5	5,0	8,5	0,6	8,5	0,1	2,0	-32,5	23,4	-201,3	13,1	35,4
34	5	9,6	2,6	0,2	2,6	0,0	2,0	-33,5	24,1	-64,8	4,1	11,1
36	5	13,8	1,3	0,1	1,3	0,0	2,0	-33,6	23,6	-32,0	2,0	5,6
31	15	15,0	15,1	1,0	15,0	0,3	2,0	-33,7	23,4	-362,0	22,4	63,2
34	15	20,6	4,9	0,3	4,9	0,1	2,0	-38,7	23,5	-120,9	6,6	21,2
36	15	29,5	2,4	0,1	2,4	0,1	2,0	-46,7	23,7	-60,3	2,8	10,5
31	20	20,0	2,3	0,1	2,3	0,1	2,0	-38,2	23,5	-57,1	3,2	10,0
31	25	25,0	6,8	0,4	6,7	0,3	2,0	-41,6	23,0	-165,8	8,3	29,5
31	30	30,0	2,9	0,2	2,9	0,1	2,0	-46,7	23,7	-75,3	3,4	13,2

module effort en N

module moment en N.mm

Tableau 2 : Masséter superficiel, résultante et moment au point  $O_2$ , projections sur la base  $b$ .

**ptérygoïdien médial (pm)**

**profil 1, gauche**

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F 13u</i>	<i>F 13u base b</i>			<i>O 2 B 13</i>			<i>Mt O 2(F 13u)</i>		
31	5	5,0	13,2	-6,4	11,0	-3,5	93,0	-32,5	16,1	-63,0	222,7	813,4
34	5	9,6	9,7	-4,8	8,4	-0,1	93,0	-33,8	7,3	-59,6	-28,9	622,3
36	5	13,8	1,1	-0,6	1,0	0,0	93,0	-32,0	8,1	-6,5	-0,8	72,1
31	15	15,0	17,9	-9,3	15,3	-0,8	93,0	-31,4	8,3	-100,8	-0,3	1128
34	15	20,6	7,6	-3,7	6,6	-0,8	93,0	-34,3	11,3	-46,0	33,9	480,9
36	15	29,5	1,9	-0,9	1,7	-0,4	93,0	-38,9	16,1	-12,5	20,4	121,8
31	20	20,0	2,8	-1,4	2,4	-0,3	93,0	-34,0	11,0	-16,8	11,2	176,4
31	25	25,0	8,5	-4,2	7,2	-1,7	93,0	-34,0	14,7	-48,3	97,3	529,2
31	30	30,0	5,6	-2,5	4,9	-1,1	93,0	-38,9	16,1	-36,5	59,3	354,6

**profil 2, droit**

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F 23u</i>	<i>F 23u base b</i>			<i>O 2 B 23</i>			<i>Mt O 2(F 23u)</i>		
31	5	5,0	13,2	6,4	11,0	-3,5	7,0	-32,5	16,1	-63,0	128,4	286,6
34	5	9,6	2,1	1,0	1,8	0,0	7,0	-33,8	7,3	-12,9	7,8	48,0
36	5	13,8	2,4	1,3	2,1	-0,1	7,0	-32,0	8,1	-14,1	10,8	54,9
31	15	15,0	17,9	9,3	15,3	-0,8	7,0	-31,4	8,3	-100,8	83,1	399,5
34	15	20,6	9,2	4,5	7,9	-1,0	7,0	-34,3	11,3	-55,6	58,1	210,5
36	15	29,5	-0,1	0,0	-0,1	0,0	7,0	-38,9	16,1	0,5	-0,7	-1,9
31	20	20,0	2,8	1,4	2,4	-0,3	7,0	-34,0	11,0	-16,8	17,2	63,8
31	25	25,0	8,5	4,2	7,2	-1,7	7,0	-34,0	14,7	-48,3	73,8	193,2
31	30	30,0	5,6	2,5	4,9	-1,1	7,0	-38,9	16,1	-36,5	48,2	132,4

module effort en N

module moment en N.mm

Tableau 3 : Ptérygoïdien médial, résultante et moment au point  $O_2$ , projections sur la base  $b$ .

**temporal antérieur (ta)**

**profil 1, gauche**

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F 14u</i>	<i>F 14u base b</i>			<i>O 2 B 14</i>			<i>Mt O 2 (F 14u)</i>		
31	5	5,0	0,0	0,0	0,0	0,0	90,0	11,7	22,4	-0,5	0,7	1,5
34	5	9,6	5,5	0,9	5,1	-2,0	90,0	9,6	22,3	-132,5	201,1	447,6
36	5	13,8	4,5	0,7	4,1	-1,7	90,0	11,3	22,3	-111,1	169,4	362,4
31	15	15,0	0,1	0,0	0,1	0,0	90,0	11,8	22,3	-2,9	4,4	9,3
34	15	20,6	3,5	0,5	3,2	-1,3	90,0	6,2	23,5	-83,1	126,0	284,5
36	15	29,5	1,0	0,1	0,9	-0,3	90,0	-2,6	25,5	-22,7	33,8	83,6
31	20	20,0	-0,1	0,0	-0,1	0,0	90,0	6,8	23,4	1,6	-2,4	-5,3
31	25	25,0	0,4	0,1	0,3	-0,1	90,0	4,9	24,2	-8,7	13,3	29,7
31	30	30,0	0,2	0,0	0,2	-0,1	90,0	-2,6	25,5	-4,1	6,1	15,0

**profil 2, droit**

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F 24u</i>	<i>F 24u base b</i>			<i>O 2 B 24</i>			<i>Mt O 2 (F 24u)</i>		
31	5	5,0	0,0	0,0	0,0	0,0	10,0	11,7	22,4	-0,5	0,0	0,2
34	5	9,6	0,4	-0,1	0,4	-0,1	10,0	9,6	22,3	-9,7	0,0	4,3
36	5	13,8	0,9	-0,1	0,8	-0,3	10,0	11,3	22,3	-22,2	0,1	9,9
31	15	15,0	0,1	0,0	0,1	0,0	10,0	11,8	22,3	-2,9	0,0	1,3
34	15	20,6	0,5	-0,1	0,5	-0,2	10,0	6,2	23,5	-12,4	0,0	5,3
36	15	29,5	1,1	-0,2	1,0	-0,4	10,0	-2,6	25,5	-25,4	-0,1	9,9
31	20	20,0	-0,1	0,0	-0,1	0,0	10,0	6,8	23,4	1,6	0,0	-0,7
31	25	25,0	0,4	-0,1	0,3	-0,1	10,0	4,9	24,2	-8,7	0,0	3,6
31	30	30,0	0,2	0,0	0,2	-0,1	10,0	-2,6	25,5	-4,1	0,0	1,6

module effort en N

module moment en N.mm

Tableau 4 : Temporal antérieur, résultante et moment au point  $O_2$ , projections sur la base  $b$ .

**temporal moyen (tm)**

**profil 1, gauche**

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F 15u</i>	<i>F 15u base b</i>			<i>O 2 B 15</i>			<i>Mt O 2(F 15u)</i>		
31	5	5,0	0,4	0,0	0,2	-0,4	90,0	11,7	22,4	-9,8	34,5	21,3
34	5	9,6	1,7	0,2	0,9	-1,4	90,0	9,9	22,5	-34,7	128,6	82,4
36	5	13,8	1,1	0,1	0,6	-0,9	90,0	8,4	22,2	-20,7	80,6	53,6
31	15	15,0	0,9	0,1	0,5	-0,7	90,0	7,9	22,1	-17,5	69,4	46,6
34	15	20,6	0,8	0,1	0,4	-0,6	90,0	8,9	21,8	-15,5	60,3	39,5
36	15	29,5	0,1	0,0	0,1	-0,1	90,0	10,5	21,2	-2,7	10,1	6,4
31	20	20,0	1,7	0,2	0,9	-1,4	90,0	8,8	21,8	-32,7	127,2	83,7
31	25	25,0	0,6	0,1	0,3	-0,5	90,0	8,2	21,3	-11,1	44,6	29,8
31	30	30,0	0,1	0,0	0,1	-0,1	90,0	10,5	21,2	-2,7	10,1	6,4

**profil 2, droit**

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F 25u</i>	<i>F 25u base b</i>			<i>O 2 B 25</i>			<i>Mt O 2(F 25u)</i>		
31	5	5,0	0,4	0,0	0,2	-0,4	10,0	11,7	22,4	-9,8	2,7	3,0
34	5	9,6	0,0	0,0	0,0	0,0	10,0	9,9	22,5	-0,8	0,2	0,3
36	5	13,8	0,2	0,0	0,1	-0,2	10,0	8,4	22,2	-4,6	1,4	1,5
31	15	15,0	0,9	-0,1	0,5	-0,7	10,0	7,9	22,1	-17,5	5,4	6,0
34	15	20,6	0,1	0,0	0,1	-0,1	10,0	8,9	21,8	-2,7	0,8	0,9
36	15	29,5	0,8	-0,1	0,4	-0,7	10,0	10,5	21,2	-16,3	4,8	5,3
31	20	20,0	1,7	-0,2	0,9	-1,4	10,0	8,8	21,8	-32,7	10,0	11,0
31	25	25,0	0,6	-0,1	0,3	-0,5	10,0	8,2	21,3	-11,1	3,5	3,9
31	30	30,0	0,1	0,0	0,1	-0,1	10,0	10,5	21,2	-2,7	0,8	0,9

module effort en N

module moment en N.mm

Tableau 5 : Temporal moyen, résultante et moment au point  $O_2$ , projections sur la base  $b$ .

**temporal postérieur (tp)**

**profil 1, gauche**

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F 16u</i>	<i>F 16u base b</i>			<i>O 2 B 16</i>			<i>Mt O 2(F 16u)</i>		
31	5	5,0	0,0	0,0	0,0	0,0	90,0	10,6	19,3	0,0	0,0	0,0
34	5	9,6	0,0	0,0	0,0	0,0	90,0	9,4	21,6	0,0	0,0	0,0
36	5	13,8	0,0	0,0	0,0	0,0	90,0	10,2	21,9	0,0	0,0	0,0
31	15	15,0	0,1	0,0	0,0	-0,1	90,0	10,4	22,0	-1,8	11,5	1,7
34	15	20,6	0,9	0,1	0,1	-0,8	90,0	8,7	23,4	-10,8	78,0	12,4
36	15	29,5	0,5	0,0	0,1	-0,5	90,0	6,1	25,8	-5,2	44,9	7,6
31	20	20,0	0,2	0,0	0,0	-0,2	90,0	8,9	23,3	-2,9	20,5	3,2
31	25	25,0	0,0	0,0	0,0	0,0	90,0	8,7	24,4	0,0	0,0	0,0
31	30	30,0	0,2	0,0	0,0	-0,2	90,0	6,1	25,8	-2,1	18,3	3,1

**profil 2, droit**

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	<i>F 26u</i>	<i>F 26u base b</i>			<i>O 2 B 26</i>			<i>Mt O 2(F 26u)</i>		
31	5	5,0	0,0	0,0	0,0	0,0	10,0	10,6	19,3	0,0	0,0	0,0
34	5	9,6	-0,2	0,0	0,0	0,2	10,0	9,4	21,6	2,2	-1,3	-0,4
36	5	13,8	0,0	0,0	0,0	0,0	10,0	10,2	21,9	0,0	0,0	0,0
31	15	15,0	0,1	0,0	0,0	-0,1	10,0	10,4	22,0	-1,8	1,0	0,3
34	15	20,6	-0,4	0,0	-0,1	0,4	10,0	8,7	23,4	4,6	-2,9	-0,9
36	15	29,5	0,2	0,0	0,0	-0,2	10,0	6,1	25,8	-2,6	1,9	0,6
31	20	20,0	0,2	0,0	0,0	-0,2	10,0	8,9	23,3	-2,9	1,7	0,6
31	25	25,0	0,0	0,0	0,0	0,0	10,0	8,7	24,4	0,0	0,0	0,0
31	30	30,0	0,2	0,0	0,0	-0,2	10,0	6,1	25,8	-2,1	1,5	0,5

module effort en N

module moment en N.mm

Tableau 6 : Temporal postérieur, résultante et moment au point  $O_2$ , projections sur la base  $b$ .



**capteur effort de serrage**

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	$F_{capt.u}$	$F_{capt.u}$ base <i>b</i>			$Mt O_2(F_{capt.u})$		
31	5	5,0	-1,0	0,00	-1,00	-0,09	58,5	4,5	-49,8
34	5	9,6	-1,0	0,00	-0,99	-0,12	39,0	8,8	-70,5
36	5	13,8	-1,0	0,00	-0,98	-0,18	22,7	12,7	-70,9
31	15	15,0	-1,0	0,00	-0,98	-0,19	60,1	9,6	-49,1
34	15	20,6	-1,0	0,00	-0,96	-0,26	41,2	18,7	-68,5
36	15	29,5	-1,0	0,00	-0,93	-0,37	27,8	26,8	-66,8
31	20	20,0	-1,0	0,00	-0,97	-0,26	61,3	12,8	-48,3
31	25	25,0	-1,0	0,00	-0,95	-0,32	61,7	15,9	-47,4
31	30	30,0	-1,0	0,00	-0,93	-0,38	63,0	19,0	-46,3

module effort en N                      module moment en N.mm

Tableau 7 : Capteur, résultante et moment au point  $O_2$ , projections sur la base *b*.

Sans hypothèse sur les contacts en O1 et O2, 6 équations et 12 inconnues

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	- (X2 + X1)	- (Y2 + Y1)	- (Z2 + Z1)
31	5	5,0	0,00	50,32	-6,25
34	5	9,6	-2,24	14,59	-3,44
36	5	13,8	1,33	14,14	-2,91
31	15	15,0	0,00	78,51	0,11
34	15	20,6	1,98	26,14	-3,81
36	15	29,5	-0,77	10,17	-2,34
31	20	20,0	0,00	13,05	-3,39
31	25	25,0	0,00	33,18	-3,56
31	30	30,0	0,00	17,78	-2,69

<i>pos.</i>	<i>e</i>	<i>di</i>	- (L2 + L1 + b*Z1 - c*Y1)	- (M2 + M1 + c*X1 - a*Z1)	- (N2 + N1 + a*Y1 - b*X1)
31	5	5,0	-817,24	312,46	2516,04
34	5	9,6	-189,86	325,24	710,98
36	5	13,8	-319,61	256,17	808,91
31	15	15,0	-1394,91	-5,64	3925,27
34	15	20,6	-407,29	368,63	949,21
36	15	29,5	-251,26	131,87	355,38
31	20	20,0	-231,78	169,45	652,31
31	25	25,0	-544,71	177,81	1658,97
31	30	30,0	-254,52	134,68	889,09

Tableau 8 : Equations d'équilibre de la mandibule, projections sur la base *b*.



---

## Résumé

La conception d'une prothèse articulaire, selon une démarche de conception de produit industriel, impose tout d'abord de modéliser l'articulation. Cette modélisation prend appui sur les résultats expérimentaux élaborés dans une phase de caractérisation de la liaison naturelle.

Après une présentation de la place de l'implant dans la reconstruction de l'Articulation Temporo-Mandibulaire humaine (ATM), la méthode d'analyse de la valeur assemble des critères dans une perspective de conception. Cette approche innovante dégage les directions d'investigation et les techniques expérimentales associées en :

- cinématique et analyse vidéo tridimensionnelle,
- anatomie fonctionnelle et dissection de cadavres,
- actions mécaniques et électromyographie.

L'adaptation technique de l'analyse vidéo tridimensionnelle à la mesure des déplacements articulaires débouche sur une analyse partielle de la cinématique de l'ATM. La dissection de cadavres frais permet ensuite d'observer et de décrire la géométrie des surfaces de liaison et les insertions des muscles masticateurs. Les directions des actions des faisceaux ainsi relevées et l'exploitation de l'IRM et de l'électromyographie autorisent une évaluation des intensités des actions musculaires développées et un calcul des actions transmises, sous chargement, par les contacts articulaires.

Si les résultats expérimentaux élaborés caractérisent déjà l'articulation, une étape suivante doit améliorer le protocole afin de fiabiliser les résultats numériques et de "durcir" ce premier modèle.

**Mots-clés :** Biomécanique ostéo-articulaire - Analyse de la valeur - Déplacements articulaires - Actions de contacts articulaires - Prothèse articulaire - Conception de prothèse - Liaison.

---

## Abstract

The design of an articular prosthesis requires starting first with the modelling of the joint, like in industrial product design. The elaboration process of the model takes into account experimental results elaborated when characterizing the natural joint.

The value analysis method first presents the place of the implant in the rebuilding process of the human Temporo-Mandibular Joint (TMJ) and then collects criteria from a design point of view. This innovating approach points out the directions for the investigation and the experimental techniques that are associated in :

- kinematics and 3D video analysis,
- functional anatomy and dissection of corpses,
- mechanical actions and electromyography.

The technical adaptation of the 3D video analysis to the measurement of articular displacements leads to a partial analysis of TMJ kinematics. The dissection of fresh corpses then makes it possible to observe and describe the geometry of the articular surfaces and of the muscle insertions. The directions of the muscular actions thus obtained, coupled with the exploitation of MRI and electromyography results permit to evaluate muscle action ranges and then to compute the actions transmitted by the articular contacts under loading.

If the elaborated experimental results already provide a characterisation of the joint, a further stage must improve the protocol in order to reinforce the reliability of the numerical results and "to harden" this first model.

**Keywords :** Osteo-articular biomechanics - Value analysis method - Articular displacements - Articular contact actions - Articular prosthesis - Prosthesis design - Joint.

---