

Thèse

Présentée par

Jean-Michel Gérard

Pour obtenir le titre de

DOCTEUR

de

L'INSTITUT NATIONAL POLYTECHNIQUE DE GRENOBLE

(Spécialité : **Signal, Image, Parole, Télécom**)

Un modèle biomécanique tridimensionnel de la langue

Soutenance : le 17 Décembre 2004, devant la Commission d'examen

JURY :

A. Barraud	Président du Jury
C. Oddou	Rapporteur
S. Maeda	Rapporteur
M.P. Cani	Examineur
J. Ohayon	Examineur
R. Laboissière	Examineur
P. Perrier	Examineur, Directeur de Thèse
Y. Payan	Examineur, Co-directeur de Thèse

Thèse Préparée au sein de l'Institut de la Communication Parlée

Remerciements

Je mentirais en disant que je suis tombé dans la recherche quand j'étais tout petit. La recherche d'un stage de fin d'études d'ingénieur m'a conduit, un peu par hasard, à l'Institut de la Communication Parlée. J'ai alors fait la connaissance de mon responsable de stage qui quelques mois plus tard, et par je ne sais quel coup de folie, allait me proposer cette thèse, dans un domaine si éloigné de ma formation initiale. Pascal, je tiens à te remercier de m'avoir accordé ta confiance, et sache que j'espère trouver un jour le moyen de te montrer toute ma gratitude et toute ma reconnaissance pour ces trois belles années de recherche. Comment ne pas aimer la recherche en travaillant à tes côtés ? Mes remerciements iront ensuite vers Yohan, pour son implication continue dans ce travail et son aide précieuse tout au long de cette thèse. Vous m'avez tous les deux apporté beaucoup scientifiquement ainsi que sur le plan personnel et je ne serais certainement pas en train d'écrire ces quelques lignes sans vos encouragements et votre soutien.

Je poursuivrai en remerciant les membres du jury pour avoir accepté d'évaluer cette thèse. J'espère que le travail présenté dans ce manuscrit vous aura autant intéressé qu'il m'a passionné. J'espère avoir suscité votre intérêt dans la modélisation biomécanique de la parole et ses applications. J'aimerais remercier très chaleureusement Alain Barraud pour avoir accepté la présidence de ce jury.

J'aimerais remercier tout particulièrement Jacques Ohayon pour son aide inestimable durant ces deux dernières années et pour la passion avec laquelle il enseigne la mécanique.

Je tiens également à remercier tous les membres de l'Institut de la Communication parlée, administration, permanents et thésards. Vous avez tous contribué à créer une ambiance agréable et conviviale, avec une pensée particulière pour les deux directeurs de l'ICP que j'ai connu pendant ma thèse : Pierre Escudier et Jean-Luc Schwartz. Merci aussi à l'équipe technique, et tout spécialement à Nino qui a su rester patient malgré la répétition de mes appels au secours.

Enfin, j'aimerais remercier tous les proches qui ont du subir les hauts et les bas de ma vie de thésard. Je les remercie pour leur soutien pendant ces trois années. J'espère vous le rendre un jour.

Table des Matières

Remerciements	3
Introduction	15
Chapitre 1 : Choix d'une stratégie de modélisation.....	19
1.1 Introduction.....	19
1.2 Modèle géométrique ou modèle mécanique ?	19
1.2.1 Les modèles géométriques statistiques	20
1.2.2 Les modèles biomécaniques.....	21
1.3 Pourquoi un modèle biomécanique de la langue ?	23
1.3.1 Séparer l'influence du contrôle de celle du physique	23
1.3.2 Décrire de manière réaliste le comportement physique	24
a. Prendre en compte l'espace tridimensionnel autour de la langue	24
b. Prendre en compte la dynamique du système	27
c. Prendre en compte les grandes déformations linguales.....	28
1.4 Etat de l'art sur les modèles biomécaniques des articulateurs du conduit vocal	29
1.4.1 Modèle de langue 2D discret et dynamique (Perkell, 1969).....	29
1.4.2 Modèles de langue 3D continus statiques	31
a. Modèle de Kiritani et al. (1975,1976)	31
b. Modèle de Hashimoto et Suga (1986).....	32
1.4.3 Modèle de langue continu, 2D et dynamique.....	33
a. Modèles de Ostry et collègues.....	33
b. Modèle de Payan et Perrier (1997).....	34
1.4.4 Modèle semi 3D discret et dynamique de la langue (Dang et Honda, 2004).....	36
1.4.5 Modèle 3D continu et dynamique (Wilhelms-Tricarico, 1995, 2000).....	39
1.5 Pourquoi un nouveau modèle	40
Chapitre 2 : Introduction à la mécanique des milieux continus et à la méthode des éléments finis.....	41
2.1 Introduction.....	41
2.2 Introduction à la mécanique des milieux continus	41

2.2.1 Etude des déformations	41
a. Calcul du tenseur des déformations.....	41
b. Interprétation du tenseur de Green-Lagrange en grandes déformations	44
c. Hypothèse des petites déformations	46
2.2.2 Etude des contraintes.....	46
a. Définition.....	46
b. Interpretation des coefficients du tenseur de contrainte.....	47
c. Equation d'équilibre mécanique.....	47
2.2.3 Loi de comportement	49
2.2.4 Résolution des équations de la MMC	49
2.3 Introduction à la méthode des éléments finis	50
2.3.1 Principe.....	50
2.3.2 L'élément linéaire en déformation linéaire	51
a. Interpolation des déplacements à l'intérieur d'un élément.....	51
2.3.3 Calcul de la matrice d'élasticité d'un élément	52
2.3.4 Matrice d'élasticité globale	53
2.3.5 Calcul de la solution.....	55
Chapitre 3 : Création du maillage générique de la langue.....	57
3.1 Introduction.....	57
3.2 The visible Human Project	57
3.3 Outil de visualisation et de localisation	58
3.4 Anatomie linguale et définition des structures musculaires	59
3.4.1 Génio-glosse	61
3.4.2 Mylohyoïde (Mh).....	66
3.4.3 Géniohyoïde (Gh).....	67
3.4.4 Superior Longitudinalis (SL)	68
3.4.5 Hyoglosse (HG).....	70
3.4.6 Styloglosse (Sty)	71
3.4.7 Transversalis (Trans).....	73
3.4.8 Verticalis (Vert).....	74
3.4.9 Inferior Longitudinalis (IL).....	75
3.4.10 Autres Muscles.....	76
Chapitre 4 : Adaptation du maillage à un locuteur de référence	77
4.1 Structures du conduit vocal externes à la langue.....	77

4.1.1	Mâchoire et os hyoïde	77
a.	Données initiales et pré traitement	77
b.	Maillage surfacique de la mâchoire et de l'os hyoïde	78
c.	Sous-échantillonnage des maillages surfaciques.....	80
4.1.2	Palais dur	81
4.1.3	Palais mou et parois pharyngées	83
4.2	Procédure de « Matching »	84
4.2.1	Méthodologie	84
4.2.2	Collecte des donnée anatomiques	85
4.2.3	Algorithme de recalage	86
4.2.4	Utilisation de l'algorithme dans la cas de la langue.....	87
a.	Prétraitement des données	87
b.	Application de la transformation au maillage complet	88
4.3	Régularisation des éléments.....	88
4.3.1	Critère sur le déterminant Jacobien.....	88
4.3.2	Correction du critère sur le déterminant Jacobien.....	90
4.3.3	Algorithme de régularisation complet.....	91
a.	Warping factor.....	91
b.	Parallel Deviation.....	91
c.	Algorithme complet.....	92
4.4	Maillage adapté final.....	92
 Chapitre 5 : Rhéologie des tissus linguaux.....		95
5.1	Une étude rhéologique : pour quoi faire ?	95
5.2	Mesure des propriétés mécaniques des tissus linguaux.....	96
5.2.1	Indentation.....	96
5.2.2	Prélèvement et conservation de la langue	98
5.2.3	Choix du type de mesures	98
5.2.4	Mesures expérimentales	99
5.3	Inférence des paramètres élastiques à partir des mesures.....	102
5.3.1	Choix de la loi de comportement	103
a.	Loi de Neo-Hooke	103
b.	Le modèle de Mooney-Rivlin Simplifié.....	104
5.3.2	Pré-traitement des données de mesures.....	107
5.3.3	Maillages de la pièce anatomique	108
a.	Construction du maillage.....	108
b.	Conditions limites	109
5.3.4	Signification physique de a_{10} et a_{20}	110

5.3.5	Algorithme de calcul de a_{10} et a_{20}	110
5.3.6	Procédure complète de simulation	114
5.4	Résultats obtenus pour les paramètres élastiques	114
Chapitre 6 : Simulations		117
6.1	Aspects dynamiques du modèle.....	117
6.1.1	Amortissement	117
6.1.2	Modèle d'application de force.....	118
6.1.3	Conditions limites	119
6.1.4	Calcul des équations du mouvement.....	120
6.2	Etude de l'impact de chaque muscle activé individuellement.....	120
6.2.1	Génioglosse Postérieur.....	120
6.2.2	Génioglosse Antérieur.....	122
6.2.3	Hyoglosse	123
6.2.4	Styloglosse	124
6.2.5	Inferior Longitudinalis	125
6.2.6	Superior Longitudinalis.....	126
6.2.7	Transversalis.....	127
6.3	Action simultanée de plusieurs muscles	128
6.3.1	Génioglosse postérieur et Transversalis.....	128
6.3.2	Génioglosse Postérieure et Génioglosse Antérieur	129
Conclusion.....		131
Bibliographie		133
ANNEXE 1 : Notation indicielle.....		139

Table des figures

Figure 1-1 : Impact du paramètre tongue body (TB) sur la forme de la langue dans le modèle géométrique de Badin, 2002. De gauche à droite, les paramètres sont respectivement TB minimum, position de repos, et TB maximum	20
Figure 1-2 : Chaîne complète de simulation	21
Figure 1-3 : Etude du mouvement d'un pendule	22
Figure 1-4 : Mouvement obtenu grâce à l'utilisation d'un modèle géométrique (à gauche) et grâce à modèle biomécanique (à droite) dans le cas d'une position initiale pour un angle $\theta=30^\circ$ et une position finale spécifiée $\theta=0^\circ$. La modélisation biomécanique introduit des oscillations autour de la position d'équilibre pendant le mouvement.	22
Figure 1-5 : Schéma illustrant l'entrelacement des fibres musculaire à l'intérieur de la langue (image modifiée d'après Netter, 1990)	24
Figure 1-6 : Illustration des différences de déformations obtenues dans le plan vertical par une modélisation tridimensionnelle (à gauche) et par une modélisation bidimensionnelle (à droite) : les déplacements sont représentés en traits épais et les vitesses en traits fins	25
Figure 1-7 : Déplacements et profil de vitesse pour un mouvement entièrement planifié vers une position à 5cm du point de départ (en haut) et pour un mouvement basé sur une cible virtuelle fixée à 10 et stoppé par des contacts à une position située à 5cm du point de départ (en bas). Les lignes pleines indiquent les déplacements et vitesses réelles, alors que les lignes pointillées montrent le mouvement qu'on aurait obtenu pour la même commande sans intervention des contacts.	26
Figure 1-8 : A gauche, $s(t)$ est la réponse à un échelon d'un système du second ordre, et à droite le choix de $e(t)$ permet d'atteindre la cible dans un temps $t_2 < t_1$	28
Figure 1-9 : Le modèle physiologique sagittal de Perkell : les éléments générateurs de force sont en lignes épaisses et pointillées ; les points noirs sont les « flesh points » (d'après Perkell, 1974)	29
Figure 1-10 : Configurations articulaires obtenues par activation d'un seul muscle. La position de repos est représentée en pointillés et les générateurs de tensions actifs sont en traits épais ; (a) activation du génioglosse antérieur, (b) génioglosse médian, (c) génioglosse postérieur, (d) hyoglosse et (e) styloglosse (d'après Perkell, 1974)	30
Figure 1-11 : Séparation du génioglosse en trois parties : postérieure, médiane et antérieure (en haut) et définitions des directions d'application des forces pour le styloglosse et le hyoglosse (en bas). Cf. Chapitre 3 pour les détails sur l'anatomie de la langue	31
Figure 1-12 : Contours de langue approchant les données cinéradiographiques de Perkell, 1969 (d'après Hashimoto et Suga, 1986)	32
Figure 1-13 : Définition des muscles de la langue (en haut et au milieu) et des muscles de la mandibule (en bas), d'après Sanguinetti et al.,1998	34

Figure 1-14 : Localisation des 7 muscles implémentés dans le modèle de Payan et Perrier, 1997 (d'après la thèse de Yohan Payan,1996 et modifié dans Perrier et al., 2003). Les éléments grisés définissent la géométrie d'un muscle et les traits épais modélisent les macrofibres musculaires.	35
Figure 1-15 : Exemples de configurations obtenues avec le Modèle de Payan/Perrier : position de repos (en haut), activation du Génio-glosse Postérieur (en bas à gauche), activation du Hyoglosse (en bas au milieu) et activation du Styloglosse (en bas à droite)	36
Figure 1-16 : Modèle de Dang et Honda en configuration de repos (en haut) et répartition des structures musculaires pour la langue et la mandibule (en bas). Les muscles sont représentés en traits épais. (d'après Dang et Honda, 2003)	37
Figure 1-17 : Déformations obtenues pour 20ms de simulation pour une activation du Génio-glosse Postérieur (à gauche) et du Styloglosse (à droite), d'après Dang et Honda (2003)	38
Figure 1-18 : Séquence d'abaissement de la langue (d'après Wilhelms-Tricarico, 1995)	39
Figure 1-19 : Second modèle de Wilhelms-Tricarico, avec superposition des données anatomiques (Visible Human Project TM) sur le maillage	40
Figure 2-1 : Déformation d'un solide Ω soumis à des contraintes	42
Figure 2-2: Illustration de la distorsion angulaire	45
Figure 2-3 : Solide soumis à un chargement mécanique	46
Figure 2-4 : Schéma illustrant l'équilibre mécanique	48
Figure 2-5 : Elément représenté dans l'espace de référence (à gauche) et dans l'espace déformé (à droite). Le passage de l'espace de référence vers l'espace déformé se fait grâce à la fonction ϕ	51
Figure 2-6 : Illustration du processus d'assemblage à l'aide d'un maillage à 4 éléments rectangulaires	54
Figure 2-7 : Maillage, composé de 3 nœuds et de 2 éléments barre, illustrant le calcul d'un élément de la matrice d'élasticité globale	54
Figure 2-8 : Illustration de la convergence de l'algorithme de Newton-Raphson	55
Figure 3-1 : <i>CT-scan du crâne en vue axiale (à gauche) et coupe histologique du crâne dans le plan axial (à droite), extraites du VHP, sujet masculin</i>	58
Figure 3-2 : <i>Interface graphique permettant de repérer les structures internes de la langue avec un exemple de coupe parallèle au plan medio sagittal (Wilhelms-Tricarico, 2000)</i>	59
Figure 3-3 : <i>Les 5 parties considérées dans la langue en vue sagittale (d'après Sobotta 2000,)</i>	60
Figure 3-4 : <i>Vue latérale de la musculature de la langue, partiellement représentée dans le plan medio sagittal (d'après Bouchet et al.,1991)</i>	61
Figure 3-5 : <i>Localisation des trois parties du Génio-glosse : Postérieur, Medium et Antérieur (en haut, d'après Bouchet et al.,1991), et localisation du Génio-glosse selon Takemoto (en bas, d'après Takemoto,2001)</i>	62
Figure 3-6 : <i>Localisation du Génio-glosse Postérieur dans le modèle en vue sagittale¹ (en haut à gauche), en vue frontale (en haut à droite) et en vue de dessus (en bas)</i>	63

Figure 3-7 : Localisation du GGm dans le modèle en vue sagittale (en haut à gauche), en vue frontale (en haut à droite) et en vue de dessus (en bas)	64
Figure 3-8 : Localisation du GénioGLOSSe Antérieure dans le modèle en vue sagittale (en haut à gauche), en vue frontale (en haut à droite) et en vue de dessus (en bas)	65
Figure 3-9 : Vue postéro-supérieure, d'après Bouchet et al. 1991, du plancher de la bouche, avec le Mylohyoïde (repère 9) et la partie gauche du Géniohyoïde (repère 11)	66
Figure 3-10 : Implémentation du Mylohyoïde dans le modèle en vue sagittale (en haut à gauche), en vue frontale (en haut à droite) et en vue de dessus (en bas)	67
Figure 3-11 : Implémentation du Gh dans le modèle en vue sagittale (en haut à gauche), en vue frontale (en haut à droite) et en vue de dessus (en bas)	68
Figure 3-12 : Localisation su SL selon Takemoto,2001 en vue oblique (en haut à gauche) et en coupe transversale (en haut à droite) ; Implémentation du SL dans le modèle en vue sagittale (au milieu à gauche), en vue frontale (au milieu à droite), en vue de dessus (en bas à gauche) et en coupe axiale au niveau de la partie apicale (en bas à droite)	69
Figure 3-13 : Localisation du HyogLOSSe en vue oblique (d'après Takemoto,2001	70
Figure 3-14 : Implémentation du HG dans le modèle en vue latérale (en haut à gauche), en vue frontale (en haut à droite) et en vue de dessus (en bas à gauche), et position relative du HyogLOSSe et du Superior Longitudinalis (en bas à droite)	71
Figure 3-15 : Localisation du StylogLOSSe en vue latérale (en haut à gauche, index 2, d'après Bouchet et al.,1991) ; Implémentation du StylogLOSSe dans le modèle en vue latérale (en haut à droite), en vue frontale (en bas à gauche) et en vue de dessus (en bas à gauche)	72
Figure 3-16 : Localisation du Transversalis ,d'après Takemoto 2001, en coupe transversale latérale (à droite), en vue oblique (à gauche)	73
Figure 3-17 : Implémentation du Transversalis en vue latérale (à gauche) et en vue de dessus (à droite)	74
Figure 3-18 : Implémentation du Verticalis en vue latérale (à gauche) et en vue de dessus (à droite)	75
Figure 3-19 : Implémentation de l'Inferior Longitudinalis dans le modèle en vue latérale (à gauche),et en vue de dessus (à droite)	75
Figure 4-1 : Données CT_scan segmentées manuellement, la mandibule en blanc (base de la mandibule en haut à gauche, milieu de la mandibule en haut à droite, juste au dessus des dents supérieures en bas à gauche et au niveau du condyle en bas à droite)	78
Figure 4-2 : Maillage de la mandibule obtenu après reconstruction, en vue oblique (à gauche) et en vue latérale (à droite)	79
Figure 4-3 : Maillage de l'os hyoïde obtenu après reconstruction, en vue oblique (à gauche) et en vue latérale (à droite)	80
Figure 4-4 : Fonction spline définie pour la coupe courante (en haut à droite), ensemble des splines de la mandibule (en bas à gauche) et maillage surfacique final de la mâchoire (en bas à droite)	81
Figure 4-5 : Représentation digitale 3D du palais en vue de dessous (à gauche) et en vue latérale (à droite)	82

Figure 4-6 : Maillage final du palais remaillé en vue frontale (à gauche) et en vue oblique (à droite)	83
Figure 4-7 : Grille de plans utilisée pour déterminer la forme du conduit	83
Figure 4-8 : Maillage du palais mou en vue frontale (à gauche) et en vue latérale (à droite)	84
Figure 4-9 : Trois premières étapes de la création d'un octree pour un espace de dimension 2. Le principe reste identique pour un espace de dimension 3	86
Figure 4-10 : Données cible incluant le contour de la langue du sujet PB, les zones d'attache de la langue sur la mandibule et sur l'os hyoïde, en vue frontale (à gauche) et en vue latérale (à droite)	88
Figure 4-11 : <i>espace de référence (à gauche), espace déformé (à droite) mis en correspondance par la fonction ϕ</i>	89
Figure 4-12 : Illustration du facteur de distorsion sur un élément hexaédrique (d'après documentation ANSYS TM)	91
Figure 4-13 : Illustration de la déviation parallèle (d'après documentation ANSYS TM)	92
Figure 4-14 : Alignement du maillage sur des données radiographiques de notre locuteur	93
Figure 4-15 : Maillage final en vue frontale (en haut à gauche), en vue latérale (en haut à droite) et en vue de dessus (en bas à gauche) ; une vue sagittale est présentée en bas à droite	93
Figure 5-1 : Dispositif expérimental utilisé pour l'indentation (en haut), et gros plan sur la langue sur laquelle l'indentateur exerce la pression (en bas)	97
Figure 5-2 : Résultats des manipulations d'indentation pour l'arrière de la langue avec muqueuse (en haut à gauche), l'arrière de la langue sans muqueuse (en haut à droite), l'avant de la langue avec muqueuse (en bas à gauche) et l'avant de la langue sans muqueuse (en bas à droite)	101
Figure 5-3 : : Illustration de la définition de λ	105
Figure 5-4 : Moyennes et écart-types pour des données mesurées pour l'arrière de la langue sans muqueuse (en haut à gauche), l'arrière de la langue avec muqueuse (en haut à droite), l'avant de la langue sans muqueuse (en bas à gauche) et l'avant de la langue avec muqueuse (en bas à droite)	107
Figure 5-5 : Modélisation de l'indentation pour une structure monocouche, la partie en contact avec l'indentateur apparaissant plus foncée	108
Figure 5-6 : Modélisation de l'indentation prenant en compte la muqueuse : maillage (à gauche) et exemple de déformations obtenues par simulation (à droite)	109
Figure 5-7 : Processus de convergence pour u_1 (en haut) et u_8 (en bas)	112
Figure 5-8 : Exemple de processus de convergence complet pour l'ensemble des niveaux de force appliquée (de 0 à 0.8N de haut en bas), chaque ligne horizontale correspondant aux cibles	113
Figure 5-9 : Erreur maximale pour chaque point de mesure	113
Figure 5-10 : Superposition des déplacements mesurés avec leurs écart types et des déplacements simulés	114
Figure 5-11 : Loi de comportement associée aux coefficients a_{10} et a_{20}	115

Figure 5-12 : Module d'Young associé à notre loi de comportement (à droite)	116
Figure 6-1 : Amortissement de Rayleigh en fonction de la fréquence pour $\alpha=6.22$ et $\beta=0.11$ correspondant à l'amortissement critique à 6 et 14Hz	118
Figure 6-2 : Illustration de la définition des macrofibres (points noirs sur les nœuds du maillage)	119
Figure 6-3 : A gauche, application des forces le long de la fibre ; les nœuds 1 et 3 représentent les extrémités de la fibre ; la résultante des forces au nœud interne 2, dont l'intensité diminue avec le rayon de courbure, aligne les nœuds (au milieu) ; à droite, la fibre est en équilibre (raccourcie et droite) et la résultante des forces au nœud interne est nulle.	119
Figure 6-4 : Résultats obtenus pour l'activation du GGp avec une force de 2N. En haut : vue en coupe sagittale (position de repos à gauche et position finale à droite) ; en bas : vue 3D oblique (position de repos à gauche et position finale à droite)	121
Figure 6-5 : Déformations obtenues pour une activation du Génio-glosse Antérieur avec une force de 0.5N. Position de repos en coupe sagittale (en haut à gauche) et en vue oblique (en bas à gauche). Configuration déformée en coupe sagittale (en haut à droite) et en vue oblique (en bas à droite)	122
Figure 6-6 : Déformations obtenues pour une activation du Hyoglosse avec une force de 2N. Positions de repos en vue oblique avant (en haut à gauche) et en vue oblique arrière (en bas à gauche). Configuration déformée en vue oblique avant (en haut à droite) et en vue oblique arrière (en bas à droite)	123
Figure 6-7 : Déformations obtenues pour une activation du Styloglosse avec une force de 2N. Positions de repos en vue oblique avant (en haut à gauche) et en vue oblique arrière (en bas à gauche). Configuration déformée en vue oblique avant (en haut à droite) et en vue oblique arrière (en bas à droite)	124
Figure 6-8 : Déformations obtenues par activation de l'Inferior longitudinalis avec une force de 0,5N. Position initiale en vue sagittale (en haut à gauche), position finale en vue sagittale (en haut à droite), position initiale en vue oblique (en bas à gauche) et position finale en vue oblique (en bas à droite)	125
Figure 6-9 : Déformations obtenues pour une activation du superior longitudinalis avec une force de 0.5N. Position de repos (à gauche) et position finale (à droite)	126
Figure 6-10 : Déformations obtenues pour le Transversalis activé avec une force de 2N. Position initiale en vue frontale (en haut) et configuration déformée (en bas) où les niveaux de gris représentent les déplacements latéraux des nœuds.	127
Figure 6-11 : Impact de l'activation du Transversalis lors de la montée de la partie dorsale de la langue. Position de repos (en haut à gauche), position finale pour une activation du GGP à 1N (en haut à droite) et position finale pour une activation conjointe du GGP (1N) et du Transversalis (2N) (en bas),	129
Figure 6-13 : Impact de l'activation conjointe du GGp (2N), du Transversalis (1N) et du GGa (0.5N). Position initiale (en haut à gauche), position finale (en haut à gauche) dans laquelle apparaît un creux dans la partie apicale que l'on ne voit pas dans la position finale lors de la seule activation du GGp (en bas à droite) et position finale en vue 3D oblique (en bas à gauche)	130

Introduction

La compréhension des phénomènes mis en jeu dans le processus de contrôle moteur en parole nécessite l'analyse d'une grande quantité de données articulatoires et acoustiques, collectées sur des locuteurs. Malheureusement, les données expérimentales ne peuvent à elles seules suffire à l'élaboration des théories de contrôle moteur en parole, et cela pour deux raisons majeures. Premièrement, malgré les énormes progrès dont ont bénéficié ces dernières années les dispositifs de mesure et les outils de traitement de données, les données expérimentales présentent encore des limites. Une simple illustration de cette affirmation peut être trouvée dans l'analyse des signaux électromyographiques mesurés dans des zones de la langue où les fibres musculaires sont fortement entremêlées. Sous de telles conditions, il est presque impossible d'associer avec certitude ces signaux avec un seul et unique muscle (par exemple, dans le corps de la langue où les fibres du Transversalis et celles du GénioGLOSSe Postérieur sont très entremêlées). Deuxièmement, il est impossible de distinguer dans les mesures ce qui résulte directement des commandes envoyées par le système nerveux central et ce qui est dû à la physique du système de production de parole. Tel est le cas pour les signaux EMG, où la présence de mécanorécepteurs dans les muscles faciaux et dans les muscles linguaux contribuent par voie réflexe à la dépolarisation des motoneurones α . Il est alors impossible de savoir quelle partie des signaux mesurés est due aux signaux descendants, provenant du système nerveux central, ou aux signaux afférents associés à l'activation réflexe. Pour contourner cette difficulté majeure, les modèles biomécaniques sont d'une grande utilité car ils peuvent décrire en détail l'anatomie, la mécanique et les mécanismes de génération de force musculaire, ainsi que les relations entre les activations musculaires et les déformations linguales. La comparaison des simulations obtenues avec ces modèles et des données expérimentales constitue une démarche intéressante pour l'interprétation des signaux physiques de la production de parole, par le fait même que ces modèles rendent compte de manière très quantitative de la façon dont les caractéristiques biomécaniques des articulateurs sont susceptibles de mettre en forme les signaux de mouvement et, par conséquent, les signaux acoustiques.

A notre connaissance, le premier modèle biomécanique exploité pour étudier l'impact des propriétés physiques des articulateurs sur la production de parole a été développé par Perkell (1969). Il représente la langue dans le plan medio sagittal, et repose sur une modélisation masse-ressort, incluant un modèle de force distribuée et la contrainte d'incompressibilité. Il prend également en compte la dynamique, et permet de différencier les

tissus actifs des tissus passifs. Les simulations réalisées avec ce modèle ont fourni des résultats intéressants sur les relations entre les activations musculaires et les déformations linguales, ainsi que sur les contraintes imposées par la morphologie de la langue et du conduit vocal.

Kiritani et al. (1976) ont franchi un pas important en élaborant le premier modèle biomécanique tridimensionnel basé sur la mécanique des milieux continus et la méthode des éléments finis (MEF). Ce travail incluait également un modèle simplifié des lèvres et prenait en compte les contacts. Ainsi, les auteurs ont pu étudier grâce à quels muscles sont produites les voyelles de l'anglais américain.

Le premier modèle de mandibule et d'os hyoïde a été conçu par Laboissière et al. (1996). Ils ont testé l'influence de la mécanique de la mandibule sur les déplacements de cet articulateur en mesurant, pour différentes positions, l'influence d'une même variation des commandes motrices. Ils ont conclu à une influence mineure, dans ce cas, de la biomécanique et suggéré que le système nerveux central n'aurait pas besoin de connaître avec précision la mécanique de cet articulateur pour le contrôler avec précision.

Payan et Perrier (1997) ont construit un modèle bidimensionnel continu de la langue, incluant les non linéarités élastiques modifiant la rigidité des muscles en fonction du recrutement musculaire. Il est toujours utilisé pour étudier l'impact de la biomécanique sur les mouvements et les formes de la langue (Perrier et al., 2003). Sanguineti et al. (1998) ont utilisé une méthode similaire pour construire un modèle incluant la mandibule, l'os hyoïde et la langue, modèle grâce auquel ils ont étudié les synergies musculaires associées à la production de mouvements dans les directions principales de déformation de la langue. Dang et Honda (2004) ont construit un modèle bidimensionnel étendu de la langue et de la mandibule, représentant la langue dans la région sagittale sur une largeur de 2cm. Ce travail représente une étape intermédiaire entre les modèles bidimensionnels et tridimensionnels.

Le projet le plus ambitieux a été mené par Wilhelms-Tricarico (1995). C'est un modèle biomécanique tridimensionnel, caractérisé par des non linéarités géométriques et élastiques, avec une modélisation mécanique intégrant l'anisotropie et l'entrelacement des fibres dans le modèle d'activation musculaire. Malheureusement, à cause de sa grande complexité, des problèmes d'instabilités numériques ont limité l'utilisation de ce modèle pour l'étude de la production de parole. Pourtant, une grande partie des principes de modélisation utilisés par Wilhelms-Tricarico (1995) ont servi de base à l'élaboration du modèle développé pendant cette thèse.

Dans le premier chapitre, après cette introduction, nous présenterons les raisons nous ayant conduit à créer une nouvelle modélisation de la langue, malgré les nombreux modèles déjà existants. Dans le deuxième chapitre, nous présenterons les bases théoriques de la mécanique des milieux continus (MMC) et de l'outil numérique permettant la discrétisation des équations de la MMC, la méthode des éléments finis (MEF). Le troisième et le quatrième chapitre seront consacrés à la définition du maillage, et son adaptation à la géométrie d'un locuteur spécifique. Nous aborderons, dans le cinquième chapitre, une étude associant mesures expérimentales et modélisation, visant à une caractérisation des propriétés élastiques de la langue. Et enfin, nous présenterons dans le sixième chapitre, les premières simulations obtenues par le modèle.

Chapitre 1 : Choix d'une stratégie de modélisation

1.1 Introduction

L'utilisation de modèles numériques de systèmes physiques s'est considérablement développée ces dernières années, grâce principalement à l'augmentation rapide de la puissance des calculateurs. Ces outils permettent de simuler numériquement le comportement des systèmes étudiés avec un grand niveau de réalisme, et offrent la possibilité d'étudier des phénomènes dont l'origine ne peut être déterminée par l'unique étude de données expérimentales. L'exploitation des modèles permet d'étudier un système selon trois grandes démarches. La première démarche consiste en la validation d'hypothèses faites sur le comportement du système physique: les simulations permettent de vérifier que les réactions du système sont conformes à la théorie, souvent en amont de la réalisation de prototypes. La deuxième démarche est l'utilisation de la simulation numérique pour paramétrer un système, selon la méthode de l'analyse par la synthèse. Ces deux premières démarches sont couramment utilisées dans le domaine du calcul de structures mécaniques. Une dernière démarche s'intéresse particulièrement aux entrées du modèle. Si nous considérons un système dont nous connaissons le comportement et les sorties, il est possible d'utiliser les simulations pour en déterminer les entrées. C'est sur ce principe que de nombreux modèles mécaniques de production de parole ont été construits, dans l'objectif de comprendre comment sont générées les commandes produisant les déformations de l'articulateur lingual mesurées sur des locuteurs.

1.2 Modèle géométrique ou modèle mécanique ?

Une multitude de modèles des articulateurs de la parole ont été développés. On peut les distinguer en deux grandes catégories: les modèles géométriques et les modèles biomécaniques. Ces deux cadres de modélisation sont fondamentalement différents, tant du point de vue des concepts théoriques sous-jacents à leur mise au point, que de celui de leur exploitation dans le cadre de l'étude du contrôle de la parole.

1.2.1 Les modèles géométriques statistiques

Les modèles géométriques statistiques permettent de décrire les déformations du contour externe ou de la surface de la langue à partir de l'étude statistique de données expérimentales (Maeda, 1979 ; Badin et al., 2002; Engwall, 1999). Ils nécessitent la définition d'un contour (modèles 2D) ou d'un maillage surfacique (modèles 3D) de l'articulateur dans une position de repos et sont contrôlés par un jeu de commandes agissant sur les principales déformations et les principaux déplacements. La définition des paramètres de contrôle repose le plus souvent sur l'utilisation de l'Analyse en Composantes Principales, une méthode statistique permettant d'isoler les paramètres géométriques pertinents pour décrire au mieux, et selon un modèle linéaire, la variabilité observée de la géométrie du modèle. Dans le cas de l'étude de la langue, l'étude de données articulatoires collectées sur un locuteur permet la définition d'une base de données contenant les formes linguales pour différents phonèmes. Alors, l'analyse en composantes principales extrait des paramètres dont chacun explique une partie de la variance des données. Le nombre de paramètres de commandes est alors choisi de manière à reproduire le maximum de variance avec un minimum de paramètres. La figure 1-1 montre l'influence du paramètre Tongue Body (TB) dans le modèle de Badin et al. (2002). Nous pouvons observer que ce paramètre provoque l'avancée de la partie postérieure de la langue ainsi que l'élévation du dos de la langue, tout en provoquant le déplacement d'un sillon central de l'avant vers l'arrière de la langue.

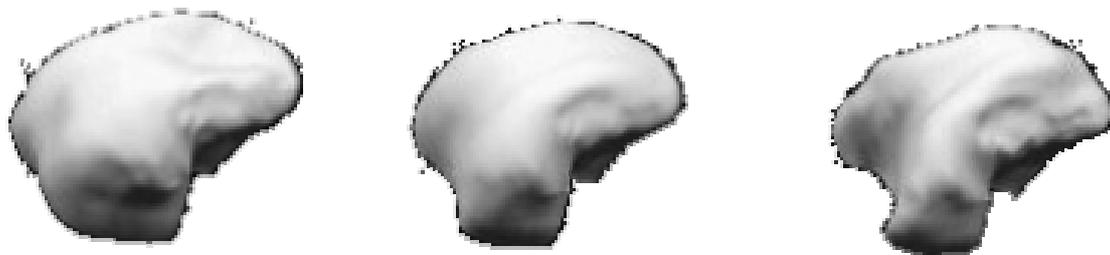


Figure 1-1 : Impact du paramètre tongue body (TB) sur la forme de la langue dans le modèle géométrique de Badin, 2002. De gauche à droite, les paramètres sont respectivement TB minimum, position de repos, et TB maximum

Les déformations de la surface de la langue sont produites grâce à des modèles d'animation, permettant de passer de la position de repos à la position définie par les commandes sélectionnées. Ces modèles ne prennent en compte ni la mécanique du système, ni la dynamique : l'intégralité du mouvement est contenu dans la commande, rendant ainsi impossible l'étude de certains phénomènes, non contrôlés directement, qui pourraient être mis en jeu dans la production de parole. Ils ont cependant de nombreuses applications en termes

d'animation, en particulier dans le cadre des visages parlants, leur faible coût en temps de calcul permettant d'animer des séquences de parole avec beaucoup de réalisme et dans des conditions proches du temps réel. Dans ce cadre d'utilisation, on peut envisager des applications en visioconférence. En effet, le transfert de données vidéo requiert un débit important de données (Yehia et al., 2003). Afin de limiter le flux de données à transférer, on peut imaginer transmettre les données géométriques d'un clone parlant et les valeurs des paramètres permettant l'animation de ce clone.

1.2.2 Les modèles biomécaniques

Les modèles biomécaniques reposent sur une démarche totalement différente. Ils intègrent la mécanique du système modélisé ainsi que la dynamique. Ils peuvent être commandés en force ou bien en activation musculaire. Par conséquent, ils permettent une approche complète des phénomènes physiologiques depuis la commande nerveuse jusqu'aux déformations qu'elles produisent.

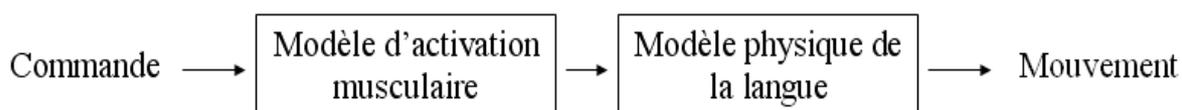


Figure 1-2 : Chaîne complète de simulation

Contrairement aux modèles géométriques, la phase de création du modèle est longue et complexe. Les simulations ont un coût élevé en temps de calcul et peuvent également présenter des problèmes d'instabilités numériques. Pourtant, ils ont des avantages non négligeables par rapport aux modèles géométriques. L'intégration de la mécanique permet de décrire le comportement physique avec précision, assurant un réalisme très supérieur à celui des modèles géométriques. Ils permettent aussi de distinguer la notion de commande de celle du mouvement, ce dernier étant le résultat de l'interaction, souvent complexe, entre les commandes et la physique du système. Afin de bien comprendre la différence entre ces deux types de modélisation, considérons l'exemple de la figure 1-3, c'est-à-dire un pendule incliné de 30° par rapport à la direction verticale, auquel nous appliquons la commande « Va en $\theta = 0^\circ$ ».

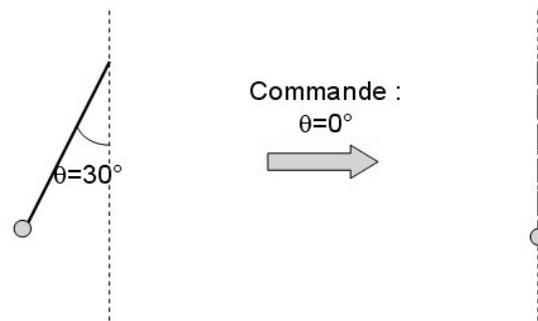


Figure 1-3 : Etude du mouvement d'un pendule

Nous avons vu au paragraphe 2.2.1, que le modèle géométrique ignore la mécanique du système, et que par conséquent l'intégralité du mouvement est contenu dans la commande. L'absence de mécanique nous permet de considérer que le pendule peut être immobile pour la position $\theta = 30^\circ$. Le mouvement vers $\theta = 0^\circ$ est une succession d'états statiques qui peut s'arrêter dès que la position $\theta = 0^\circ$ est atteinte (Cf figure 1-4). Par contre, si nous considérons le même système et la même commande, modélisés dans un cadre biomécanique, le mouvement sera à la fois déterminé par la mécanique et par la commande. Dans une première étape, le pendule atteindra la position $\theta = 0^\circ$, mais l'énergie cinétique qu'il contient encore fera qu'il ne sera pas à l'équilibre mécanique. Donc le mouvement continuera et le pendule oscillera autour de sa position d'équilibre avant d'atteindre l'équilibre mécanique.

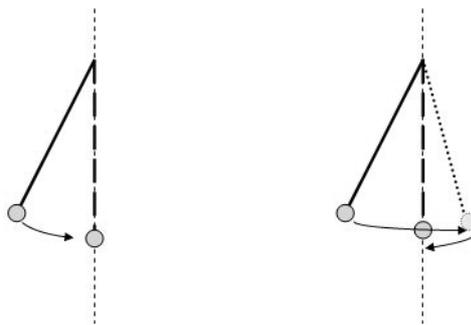


Figure 1-4 : Mouvement obtenu grâce à l'utilisation d'un modèle géométrique (à gauche) et grâce à modèle biomécanique (à droite) dans le cas d'une position initiale pour un angle $\theta=30^\circ$ et une position finale spécifiée $\theta=0^\circ$. La modélisation biomécanique introduit des oscillations autour de la position d'équilibre pendant le mouvement.

Nous voyons donc ici que le même problème, étudié avec deux démarches distinctes, produit des solutions totalement différentes. Les modèles biomécaniques présentent l'avantage de décrire le comportement physique du système, et de pouvoir étudier l'influence respective de la mécanique et des commandes sur les mouvements obtenus.

1.3 Pourquoi un modèle biomécanique de la langue ?

Nous avons vu que de nombreux modèles ont déjà été développés pendant ces 40 dernières années et ont déjà permis d'apporter de nombreuses contributions à la compréhension des mécanismes mis en jeu dans les phénomènes de production de parole. L'objectif du projet de recherche à long terme, dans lequel s'insère mon travail, est de comprendre dans quelle mesure la mécanique influence les mouvements de l'articulateur lingual et les stratégies de contrôle moteur qui leurs sont associées. Notre démarche consiste à construire des modèles toujours plus réalistes des articulateurs de la parole, à les contrôler grâce à des modèles spécifiques de contrôle moteur pour alors comparer les données obtenues par simulations aux données expérimentales.

1.3.1 Séparer l'influence du contrôle de celle du physique

L'étude du contrôle moteur nécessite la collecte et l'analyse d'un grand nombre de données cinématiques mesurées sur les articulateurs tels que la main, le bras ou la jambe. Leur analyse a permis l'élaboration de théories en contrôle moteur. Pourtant, les données expérimentales collectées sur les articulateurs, sont le résultat d'interactions complexes entre le contrôle moteur et la mécanique du système périphérique. Il est donc nécessaire de comprendre quelle est la contribution de la physique du système dans la planification des commandes motrices. Cette question est encore aujourd'hui un sujet de controverse, par exemple autour de l'hypothèse du point d'équilibre de Feldman (Feldman, 1986), entre Kawato et ses collègues (Gomi et Kawato, 1996) et Ostry et ses collègues (Gribble et al., 1998), qui à partir du même jeu de données expérimentales analysées par deux modèles biomécaniques différents, sont arrivés à des conclusions opposées sur la complexité des représentations que l'homme aurait dans le cerveau des caractéristiques physiques de son système moteur.

Pour illustrer la difficulté de l'interprétation, en termes de contrôle, des signaux physiques mesurés sur des sujets humains, l'exemple des signaux électromyographiques, c'est-à-dire les impulsions électriques envoyées aux muscles par le système nerveux, est très révélateur. L'analyse de ces signaux a pour but de déterminer quels muscles sont activés pour une forme donnée de la langue. Or, la structure musculaire interne complexe de la langue implique de nombreuses zones où les fibres musculaires sont entremêlées. La figure 1-5 présente une coupe transverse de la langue, dans sa partie centrale.

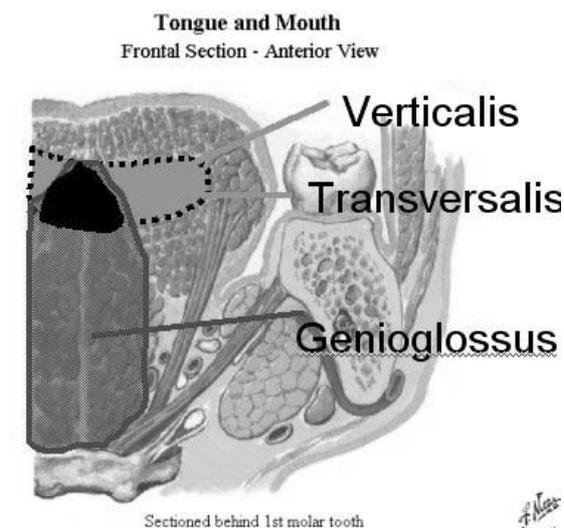


Figure 1-5 : Schéma illustrant l'entrelacement des fibres musculaire à l'intérieur de la langue (image modifiée d'après Netter, 1990)

Nous avons repéré, en gris clair entouré par des pointillés, une zone où on rencontre à la fois les fibres du Transversalis et du Verticalis. Les fibres du Génio-glosse sont représentées en gris foncé (Cf. la description complète de l'anatomie linguale présentée dans le chapitre 3). En noir, est marquée la zone où les fibres de ces deux muscles se croisent. Les signaux électromyographiques mesurés dans cette zone sont en réalité des combinaisons des signaux provenant des deux muscles présents.

D'autre part, l'activité électromyographique mesurée est le résultat de la combinaison de l'influence des commandes envoyées par le système nerveux central, et donc révélatrices de l'intention, et de signaux feedback renseignant sur l'état du système moteur musculaire (élongation via les fuseaux, vitesse d'élongation via le tendon de Golgi, position via le feedback tactile). Pour revenir au contrôle, c'est-à-dire à l'intention, nous pensons que l'exploitation de modèles du système périphérique est une voie prometteuse, car elle rend possible l'évaluation quantitative de commandes sur la position et la forme du système étudié

Il est nécessaire, pour cela, de définir un modèle, dont le niveau de complexité, en termes de modélisation mécanique, géométrique et mathématique, doit être adapté à l'étude que nous souhaitons mener. Il devra être capable de générer des déformations caractéristiques des mouvements de parole

1.3.2 Décrire de manière réaliste le comportement physique

a. Prendre en compte l'espace tridimensionnel autour de la langue

La plupart des muscles de la langue ont leurs fibres orientées parallèlement au plan medio sagittal. Pourtant, nous trouvons dans la langue un ensemble de fibres orthogonales au

plan medio sagittal qui constituent le muscle Transversalis. L'activation de ce muscle provoque la contraction de la langue dans le plan coronal. On peut alors se poser la question du contrôle de la largeur de la langue : (1) est-elle imposée par les dimensions de la bouche, les contacts latéraux sur les dents ou les parois du conduit vocal ou (2) est-elle contrôlée par activation musculaire constante. Or, les fibres du transversalis étant entremêlées avec les fibres des autres muscles, la mesure de ses signaux électromyographiques sont difficiles à réaliser, et l'utilisation d'un modèle est une piste d'étude. La comparaison des pressions à l'intérieur de l'arc dentaire inférieur avec des données obtenues par simulation avec un modèle nous permettrait de déterminer si l'intensité des contacts correspond à une expansion purement mécanique de la langue ou bien à une largeur contrôlée par activation du Transversalis (cf. Jeannin, 2004).

En outre, même si la direction principale de déformation de la plupart des muscles est parallèle au plan medio sagittal, leur recrutement produit également des déformations secondaires dans le plan coronal. En effet, si nous considérons un cube incompressible (Cf figure 1-6), un chargement vertical sur la face supérieure va provoquer des déformations dans les deux autres directions perpendiculaires. Une représentation bidimensionnelle revient à considérer que la largeur du cube est fixe. La condition d'incompressibilité donnera alors une déformation horizontale différente de celle de la modélisation tridimensionnelle. Il est alors intéressant d'étudier dans quelle mesure les déformations transverses influencent les déformations sagittales, en terme de mécanique et en terme de planification.

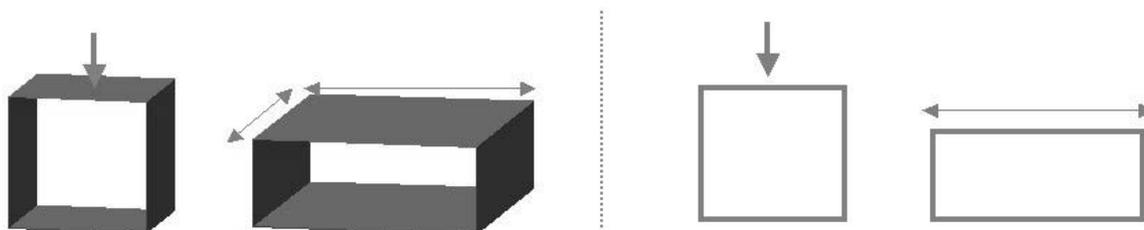


Figure 1-6 : Illustration des différences de déformations obtenues dans le plan vertical par une modélisation tridimensionnelle (à gauche) et par une modélisation bidimensionnelle (à droite) : les déplacements sont représentés en traits épais et les vitesses en traits fins

Contrairement aux gestes généralement étudiés dans la recherche sur le contrôle moteur, la langue évolue dans une espace clos et restreint : le conduit vocal. Pendant ses mouvements, elle est fréquemment en contact avec les structures externes telles que les dents, le palais ou les parois pharyngées (Stone, 1995 ; Fuchs et al., 2001). Sur un plan purement mécanique, les contacts limitent les déplacements de la langue à l'intérieur de la cavité buccale en provoquant un arrêt complet du mouvement sur les surfaces de contact ou bien un glissement le long de ces mêmes parois. Ces informations sensorielles sont détectées par les terminaisons

nerveuses sensibles des muscles et renvoyées au système nerveux central, qui peut alors les utiliser pour planifier les commandes produisant des configurations articulaires qui nécessitent un contact avec le palais ou les dents. Ainsi, par exemple, pour atteindre le contact sur le palais, le système nerveux central dispose de deux stratégies différentes (cf. figure 1-8). Dans le premier cas, on considère qu'un point de la surface de la langue doit atteindre une cible, c'est à dire une position dans l'espace articulaire, située sur la surface du palais. Le système nerveux central doit alors planifier un mouvement de telle sorte que la position d'équilibre soit atteinte à l'instant de la formation du contact. Le mouvement est alors entièrement planifié. Une autre stratégie a été proposée par Löfqvist and Gracco (1997) en définissant une cible virtuelle située au-delà du palais. Dans son mouvement, la langue cherche à rejoindre la position articulaire définie par cette cible virtuelle, mais le mouvement est arrêté dès que le contact est atteint. Les profils de vitesse sont alors très différents de ceux des mouvements entièrement planifiés. La figure 1-7 montre les déplacements et les vitesses pour un système du deuxième ordre, la même position (à 5cm du point de départ) et pour une planification complète du mouvement (la cible étant fixée à 5cm du point de départ), et pour une planification intégrant le contact pour un déplacement de 5. On remarque alors que la cible n'est pas atteinte dans le même temps dans les deux cas.

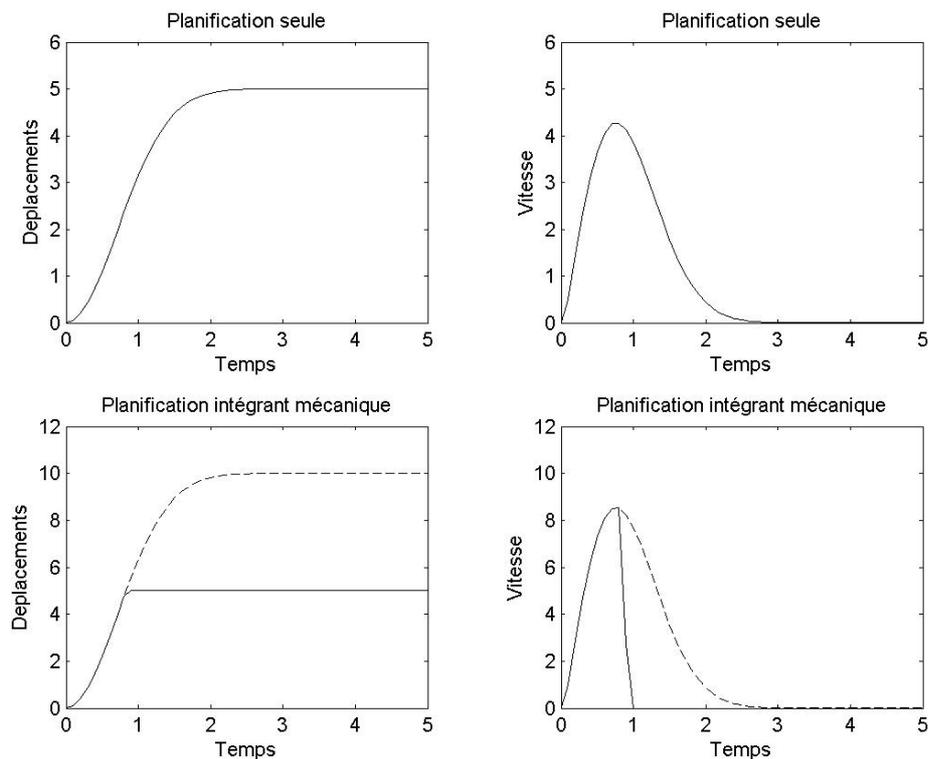


Figure 1-7 : Déplacements et profil de vitesse pour un mouvement entièrement planifié vers une position à 5cm du point de départ (en haut) et pour un mouvement basé sur une cible virtuelle fixée à 10 et stoppé par des contacts à une position située à 5cm du point de départ (en bas). Les lignes pleines indiquent les déplacements et vitesses réelles, alors que les lignes pointillées montrent le mouvement qu'on aurait obtenu pour la même commande sans intervention des contacts.

Nous voyons donc que pour décrire en toute rigueur (1) les déformations de la langue, (2) les interactions mécaniques entre la langue et les parois externes du conduit vocal, il est important de mettre au point un modèle biomécanique avec une représentation tridimensionnelle de la géométrie linguale.

b. Prendre en compte la dynamique du système

La parole est une tâche pendant laquelle un locuteur communique un message, grâce aux variations temporelles d'un signal acoustique mis en forme par des gestes orofaciaux, à un destinataire qui perçoit le signal acoustique et les gestes articulatoires du visage. Les variations temporelles de ces signaux sont importantes pour une bonne compréhension du message transmis. Ainsi, les caractéristiques temporelles des transitions entre deux phonèmes sont aussi importantes que les configurations articulatoires initiales et finales du mouvement. La notion de temps intervient sous deux formes différentes dans les modèles biomécaniques dynamiques. La mécanique d'un système intègre, en elle-même, une représentation du temps, par le biais de ses caractéristiques dynamiques intrinsèques (raideur, inertie, amortissement). Un système soumis à une commande $e(t)$ arrivera à sa position d'équilibre avec des trajectoire et des caractéristiques temporelles différentes selon l'amortissement choisi. Un système sous-amorti présentera des oscillations autour de sa position d'équilibre, alors que des systèmes sur-amortis prendront plus de temps pour atteindre la même configuration d'équilibre. De même, un système à grande inertie aura une mise en mouvement plus longue, et donc une durée de mouvement plus importante. D'autre part, les caractéristiques temporelles des mouvements peuvent également être contrôlée en choisissant des commandes adéquates. Dans le cas des systèmes du second ordre linéaires, une méthode simple de contrôle est l'application d'un premier échelon positif, mettant en mouvement le système, suivi d'un échelon d'amplitude négative permettant d'arrêter le système, la position d'équilibre étant ensuite maintenue par une entrée correspondant à la position d'équilibre souhaitée. On peut ainsi contrôler le temps mis par le système pour atteindre sa cible, dans les limites définies par la dynamique intrinsèque du système. (Cf. figure 1-8)

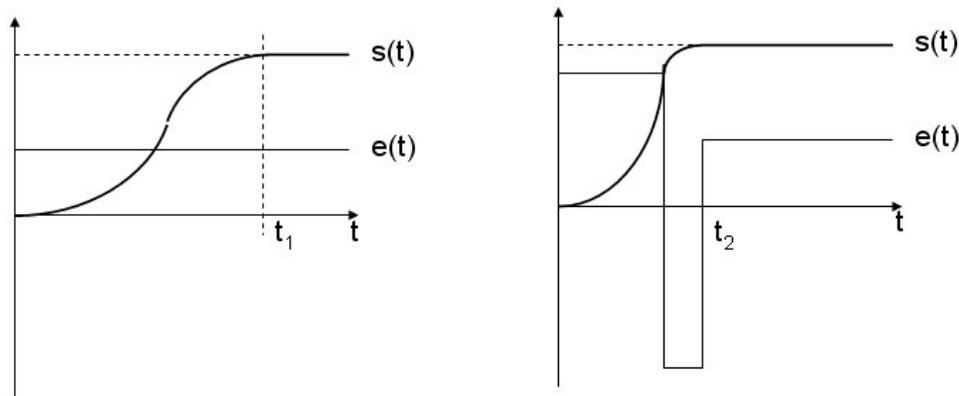


Figure 1-8 : A gauche, $s(t)$ est la réponse à un échelon d'un système du second ordre, et à droite le choix de $e(t)$ permet d'atteindre la cible dans un temps $t_2 < t_1$

La démarche, consistant en rechercher dans quelle mesure le comportement mécanique du système influence l'évolution temporelle des sorties d'un système, peut être mise en parallèle avec notre approche initiale visant à déterminer l'impact respectif du contrôle moteur et de la mécanique sur les configurations articulaires de la langue. Ces différences sont claires si nous considérons une bille fixée à l'extrémité d'un ressort non amorti commandé par une impulsion. L'amplitude des oscillations est proportionnelle à l'intensité de l'impulsion. Cependant, la fréquence des oscillations est définie par les paramètres mécaniques du système, c'est-à-dire la raideur k du ressort et la masse m de la bille, selon la relation $\omega_0^2 = k/m$, et ne dépendent en aucune manière de l'amplitude de l'impulsion. Ainsi, le contrôle permet jouer sur l'amplitude des oscillations, alors que leur fréquence est définie par la mécanique. Pourtant, quand on s'intéresse aux caractéristiques temporelles mesurées sur un système physique, cette distinction n'est pas aussi évidente, et c'est pourquoi nous avons besoin d'un modèle intégrant la dynamique afin d'étudier ces phénomènes.

Les gestes de parole ont une durée moyenne de 100ms, et sont produits par l'activation des muscles qui génèrent des forces de quelques newtons. C'est une contrainte que devra satisfaire le modèle que nous élaborons.

c. Prendre en compte les grandes déformations linguales

Nous verrons, dans le chapitre 2, le calcul complet des déformations. Dans le cas de la langue en production de parole, Napadow et ses collègues (Napadow et al., 1999), ont pu estimer l'ordre de grandeur des déformations linguales pendant les tâches de parole et ont obtenu des valeurs allant jusqu'à 160% en compression et 200% en étirement. Ces valeurs nous ont donc poussé à nous placer dans l'hypothèse de modélisation dite des « grandes déformations ». (cf. Chapitre 2)

1.4 Etat de l'art sur les modèles biomécaniques des articulateurs du conduit vocal

1.4.1 Modèle de langue 2D discret et dynamique (Perkell, 1969)

En 1974, Perkell fut le premier à construire une modélisation orientée vers la physiologie. Son objectif était d'étudier dans quelle mesure la morphologie linguale influence les capacités et les limitations de l'appareil de production de parole. Dans ce but, il a défini un maillage qui représente la langue dans le plan medio sagittal et dont la structure reproduit l'anatomie de l'articulateur lingual en terme de répartition des structures musculaires (Cf. figure 1-9). Ce modèle propose une représentation bidimensionnelle discrète de la langue et du conduit vocal et s'appuie sur une modélisation de type « masse-ressort » de la mécanique de la langue. Son architecture repose sur 16 « flesh points » interconnectés par des barres qui constituent les éléments de base du modèle et permettent de modéliser 10 muscles : génioglosse postérieur, génioglosse medium, génioglosse antérieur, superior longitudinalis, inferior longitudinalis, verticalis, transversalis, hyoglosse, mylohyoïde et les constricteurs du pharynx (Cf. Chapitre 3 pour une description anatomique de ces muscles). Il comporte 38 éléments actifs (lignes épaisses ou pointillées sur la figure 1-9), c'est-à-dire capables de produire des forces, et 47 éléments passifs représentant les tissus passifs ainsi que les structures rigides du conduit vocal. Une condition d'incompressibilité des 14 quadrilatères est explicitement incluse dans le modèle grâce à un facteur permettant de contrôler leur aire. Enfin, la friction et les contacts sont pris en compte grâce à l'application de forces externes sur les « flesh points ».

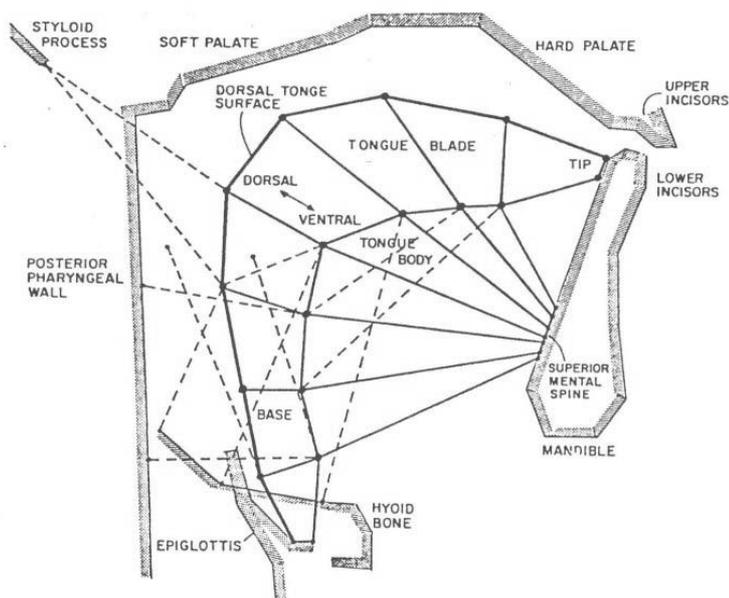


Figure 1-9 : Le modèle physiologique sagittal de Perkell : les éléments générateurs de force sont en lignes épaisses et pointillées ; les points noirs sont les « flesh points » (d'après Perkell, 1974)

Le modèle intégrant la dynamique, ses entrées sont définies pour chaque muscle par des séquences temporelles d'activation musculaire et un modèle de forces distribuées le long des fibres calcule les forces appliquées à chaque « flesh point ». Les sorties de ce modèle sont l'évolution temporelle des « flesh points ».

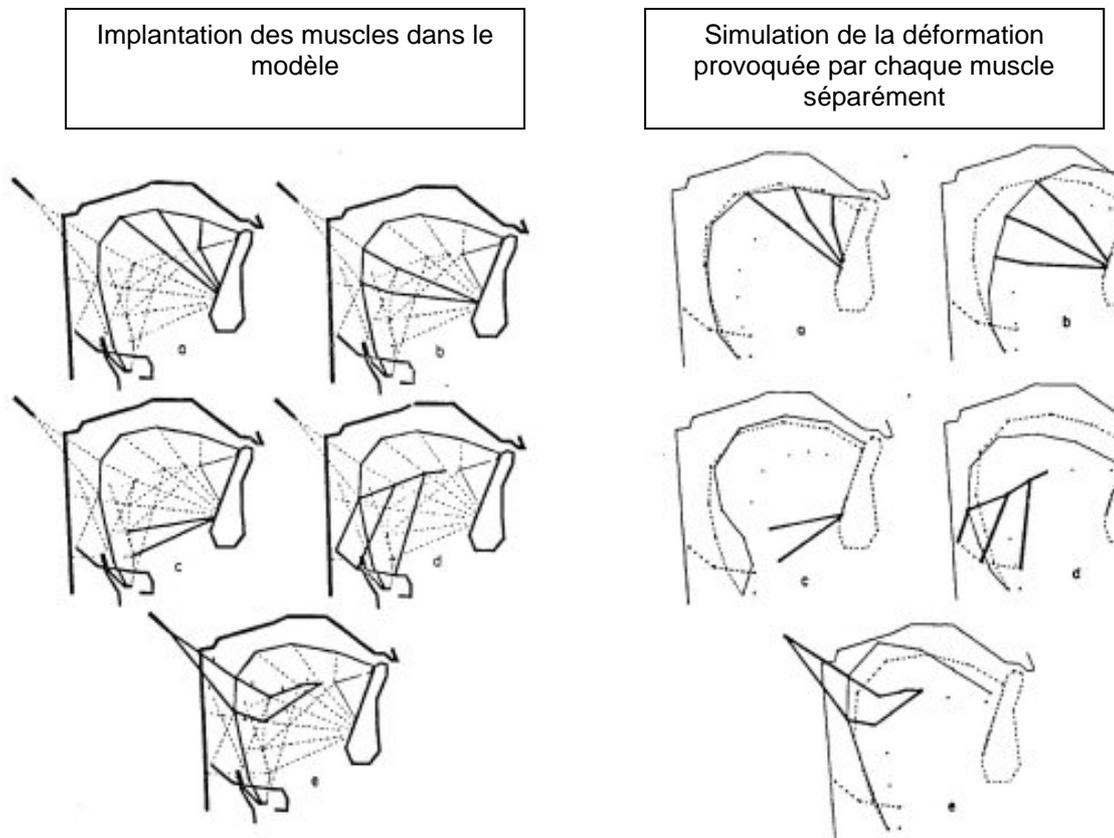


Figure 1-10 : Configurations articulaires obtenues par activation d'un seul muscle. La position de repos est représentée en pointillés et les générateurs de tensions actifs sont en traits épais ; (a) activation du génioglosse antérieur, (b) génioglosse medium, (c) génioglosse postérieur, (d) hyoglosse et (e) styloglosse (d'après Perkell, 1974)

L'orientation physiologique du modèle permet d'approcher le comportement réel de l'articulateur lingual. Les entrées, sous forme d'activations musculaires ainsi que l'évolution temporelle de la position des « flesh points » ont pu être comparées à des données électromyographiques et cinéradiographiques (Perkell, 1969). La description anatomique des structures musculaires internes a permis de mieux comprendre l'impact de chaque muscle sur la forme globale de la langue, et ce modèle a fourni de premières informations sur l'obtention de configurations articulaires stables pour les voyelles /i/ et /a/.

Les principes de modélisation utilisés par Perkell, tels que la modélisation physiologique basée sur une description anatomique de la langue, ont été continuellement repris par la suite dans le développement des autres modèles de l'articulateur lingual.

1.4.2 Modèles de langue 3D continus statiques

a. Modèle de Kiritani et al. (1975,1976)

Parallèlement aux travaux de Perkell, Kiritani et collègues ont développé le premier modèle biomécanique tridimensionnel de la langue, basé sur une description de type éléments finis (Kakita et al, 1975,1976). Ces travaux ont été poursuivis par Kakita et Fujimura (1977) et par Kakita et al. (1985). Nous ne considérerons ici que le modèle final (Cf. figure 1-11). Ce modèle de langue est symétrique par rapport au plan medio sagittal chaque moitié de langue est décrite par 86 éléments tétraédriques. Chaque élément possède des propriétés élastiques linéaires et intègre l'incompressibilité des tissus. Le calcul des déplacements des nœuds est basé sur la méthode des éléments finis. Des unités fonctionnelles, regroupant un certain nombre de tétraèdres, sont définies et chacune d'entre elles est capable de simuler l'activation musculaire grâce à la définition de forces dans des directions spécifiques (Cf. figure 1-11). Le regroupement de ces unités permet de définir des structures musculaires internes et chaque unité peut être activée par un ou plusieurs muscles. Le modèle intègre également la description d'un conduit vocal schématisé par un cylindre vertical, représentant les parois pharyngées, connecté à une demi ellipsoïde représentant le palais. Les lèvres sont également modélisées par un cylindre contrôlé par deux paramètres définissant la protrusion et l'ouverture labiale. Les contacts de la langue avec les structures rigides sont pris en compte par l'ajout de forces nodales empêchant les nœuds de traverser les parois rigides pendant les déformations.

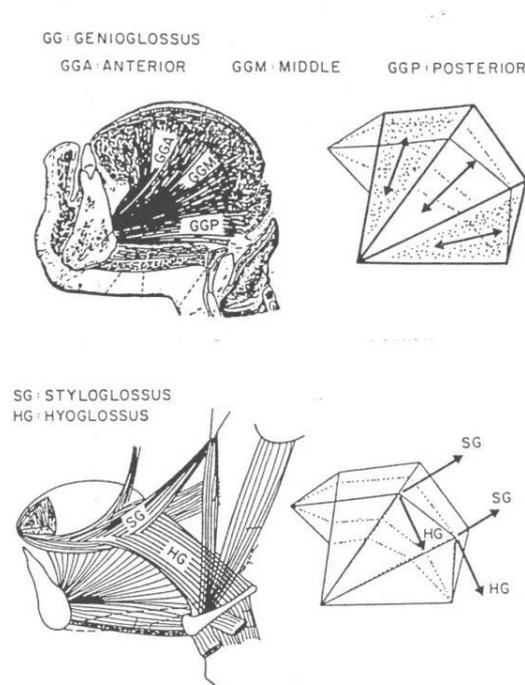


Figure 1-11 : Séparation du génioglosse en trois parties : postérieure, médiane et antérieure (en haut) et définitions des directions d'application des forces pour le styloglosse et le hyoglosse (en bas). Cf. Chapitre 3 pour les détails sur l'anatomie de la langue

Les auteurs ont évalué leur modèle en comparant les activations musculaires requises pour simuler les configurations articulatoires et acoustiques des cinq voyelles de l'anglais américain, avec les données électromyographiques d'Alfonso et al. (1982). Les formes de la langue obtenues par simulation ont été comparées à des radiographies du conduit vocal. Ce modèle constitue le premier modèle continu de la langue et ainsi a permis une avancée majeure dans la description géométrique de la langue. Le calcul des fonctions d'aire est possible grâce à un algorithme proposé par Miller et Fujimura, et les formants peuvent être mesurés par simulation acoustique. Mais contrairement au modèle de Perkell, il est statique et ne permet pas d'étudier les variations temporelles des positions des nœuds ou des entrées du modèle.

b. Modèle de Hashimoto et Suga (1986)

En 1986, Hashimoto et Suga ont proposé un autre modèle tridimensionnel statique basé sur la méthode des éléments finis. Un nombre plus élevé d'éléments permet de décrire plus finement la géométrie des structures musculaires internes, et le conduit vocal est représenté par un maillage en éléments parallélépipédiques. Alors que les deux précédents modèles sont caractérisés par une élasticité constante dans l'ensemble de la langue, Hashimoto et Suga ont mis au point un modèle d'élasticité plus sophistiqué rendant variable la rigidité des éléments en fonction du nombre de fibres musculaires qu'ils représentent. Leur modèle intègre également l'incompressibilité des tissus linguaux. Cela a permis d'étudier le problème d'inversion, c'est à dire de la détermination des commandes musculaires permettant d'obtenir une configuration articulatoire donnée. Ils ont utilisé un algorithme de minimisation de l'écart entre la forme obtenue par simulation et les mesures radiographiques de Perkell (1969) pour calculer le jeu de commandes musculaire optimal. La figure 1-12 montre les résultats obtenus sur cinq voyelles :

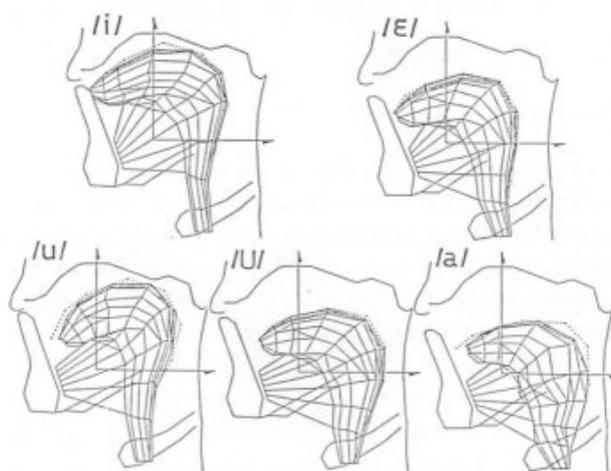


Figure 1-12 : Contours de langue approchant les données cinéradiographiques de Perkell, 1969 (d'après Hashimoto et Suga, 1986)

1.4.3 Modèle de langue continu, 2D et dynamique

a. Modèles de Ostry et collègues

Ostry a été à l'origine de deux travaux dont le but est de construire un modèle de production de parole comportant tous les articulateurs : langue, mandibule, os hyoïde et larynx.

La première étape est le travail de Laboissière et al (1996), qui ont développé un modèle sagittal de la mandibule et de l'os hyoïde en s'appuyant sur les travaux de Flanagan et Ostry. Ces articulateurs sont mis en mouvement par sept muscles dont la génération de forces est basée sur l'hypothèse du point d'équilibre de Feldman (1986, 1988). Leur objectif était de comprendre dans quelle mesure le système nerveux central a besoin de la connaissance des propriétés physiques de la mandibule et de l'os hyoïde dans le processus de génération des commandes motrices. Ils ont étudié l'impact de l'activation individuelle de chaque muscle sur chacun des 4 degrés de liberté du système (position et orientation de la mandibule, position verticale et horizontale de l'os hyoïde), et ont pu définir une correspondance entre les objectifs dans l'espace physique en termes de degrés de liberté, et les commandes d'activation musculaires. Ils ont démontré qu'un déplacement donné, quelle que soit la position initiale dans l'espace physique, est sensiblement provoqué par la même variation des commandes musculaires, soutenant ainsi l'idée que le système nerveux central n'a pas besoin de connaître les caractéristiques mécaniques d'un système pour planifier les commandes musculaires.

La deuxième étape est l'intégration d'un modèle biomécanique de la langue sur le modèle de mandibule (Sanguinetti et al., 1998). La langue est représentée par un maillage de 35 éléments, décrivant la structure anatomique interne. Sa loi de comportement élastique est linéaire, et le module d'Young a été fixé à 6.2kPa pour les tissus mous passifs (Duck, 1990). L'incompressibilité est aussi prise en compte par un coefficient de poisson égal à 0,49 (Hashimoto and Suga, 1986). Les éléments générateurs de force sont présentés dans la figure 2-11 en traits épais. C'est un modèle dynamique dont les mouvements des articulateurs sont commandés par l'hypothèse du point d'équilibre (Feldman, 1966, 1986), décrite en détail dans Laboissière et al., (1996) ; Payan et Perrier, (1997), Sanguinetti et al. (1997). Un modèle du larynx est inclus, avec l'hypothèse que ses mouvements ne peuvent être que verticaux. Les commandes musculaires de la mandibule, du larynx et de l'os hyoïde ont été obtenues en reproduisant, grâce au modèle et de manière statique, les configurations articulaires d'une base de données radiographiques. La figure 1-13 montre la géométrie du système ainsi que les muscles qui sont à l'origine de la déformation.

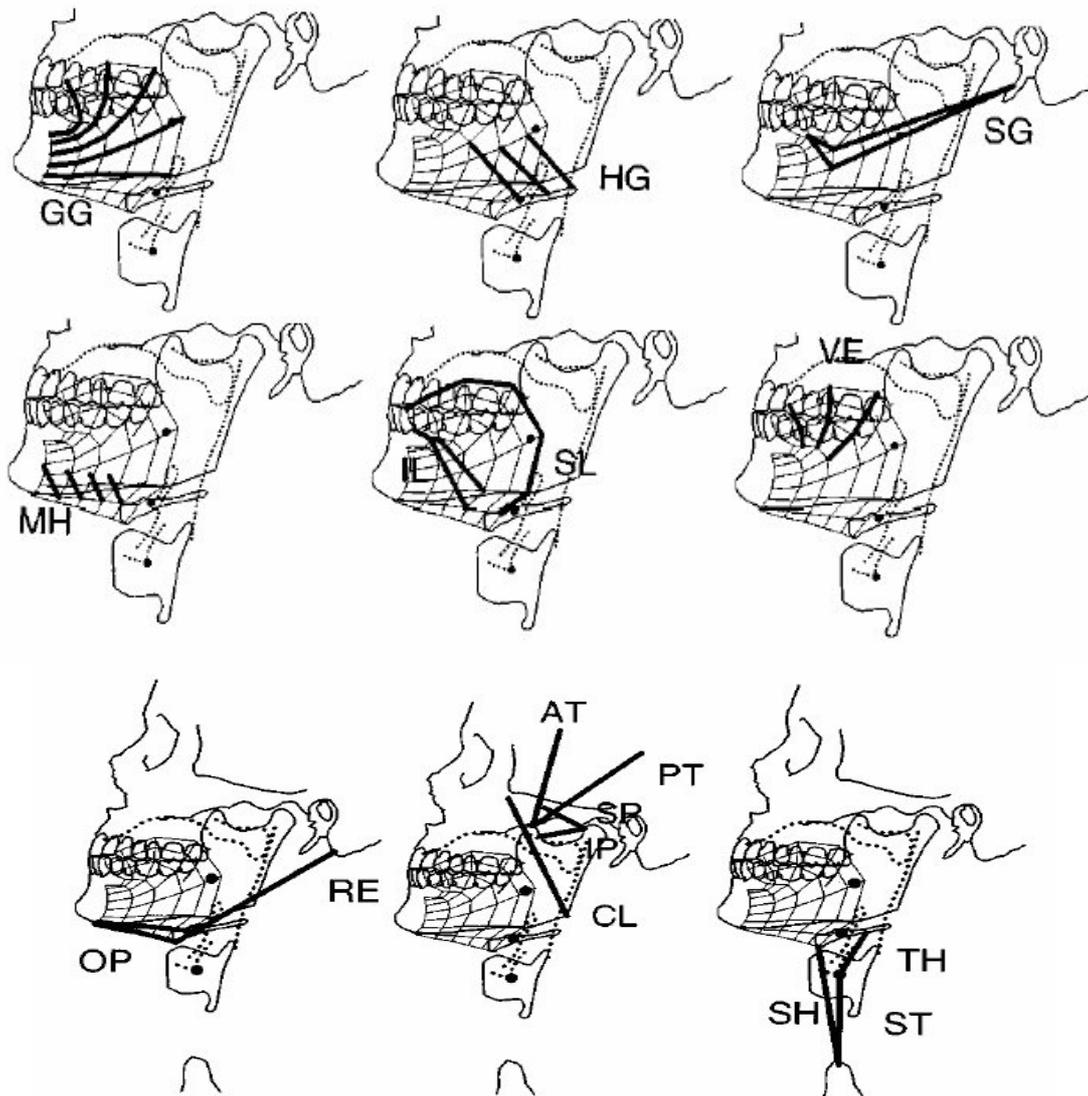


Figure 1-13 : Définition des muscles de la langue (en haut et au milieu) et des muscles de la mandibule (en bas), d'après Sanguinetti et al.,1998

b. Modèle de Payan et Perrier (1997)

C'est un modèle bidimensionnel représentant la langue dans le plan sagittal. Le contour externe du maillage de l'articulateur lingual inspiré de données radiographiques prises sur le locuteur de référence. La figure 1-14 présente la définition des structures musculaires internes.

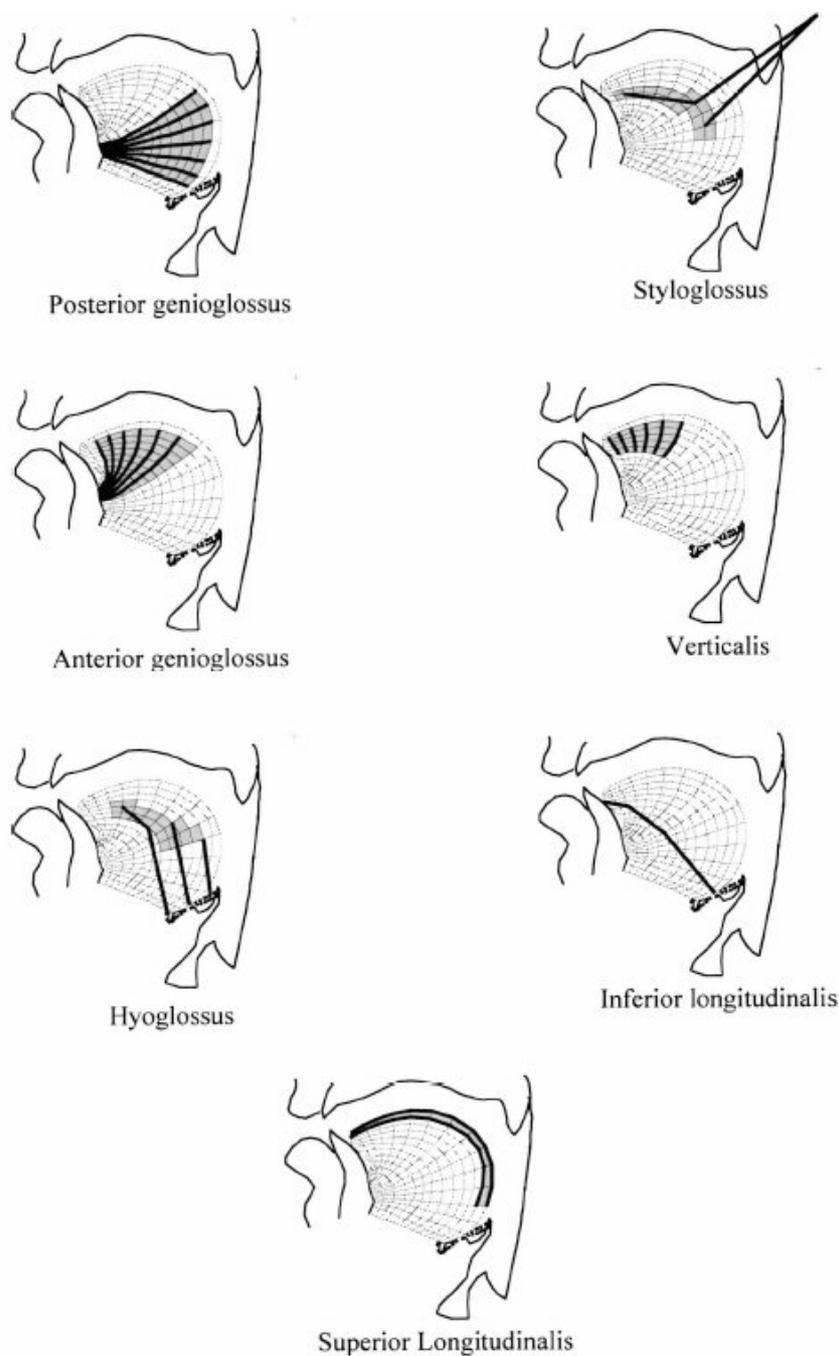


Figure 1-14 : Localisation des 7 muscles implémentés dans le modèle de Payan et Perrier, 1997 (d'après la thèse de Yohan Payan,1996 et modifié dans Perrier et al., 2003). Les éléments grisés définissent la géométrie d'un muscle et les traits épais modélisent les macrofibres musculaires.

La loi de comportement des matériaux est élastique linéaire, et l'hypothèse des petites déformations est appliquée. Seule la langue est déformable, les autres structures du conduit vocal étant fixes. Les forces sont générées le long de macro-fibres, définies par une succession de nœuds reproduisant la forme des fibres musculaires qu'elle décrit. Elles sont appliquées au modèle sous la forme de forces extérieures sur les nœuds, grâce à un modèle de forces distribuées (Cf. Payan/Perrier, 1997 pour plus de détails sur la méthode). Le modèle

intègre également les contacts palataux. Le mécanisme de génération de la force musculaire est conforme à l'Hypothèse du Point d'Equilibre de Feldman (1986,1988). Ce modèle est essentiellement exploité pour tester l'influence des propriétés physiques des articulateurs sur les trajectoires de la langue au cours de la production de la parole (Perrier et al., 1998 ; Perrier et al., 2003). L'interaction fluide-parois a aussi été prise en compte, et sa potentielle influence sur la forme de la trajectoire a été montrée (Perrier et al., 2000). La figure 1-15 présente quelques exemples de déformations obtenues grâce à ce modèle :

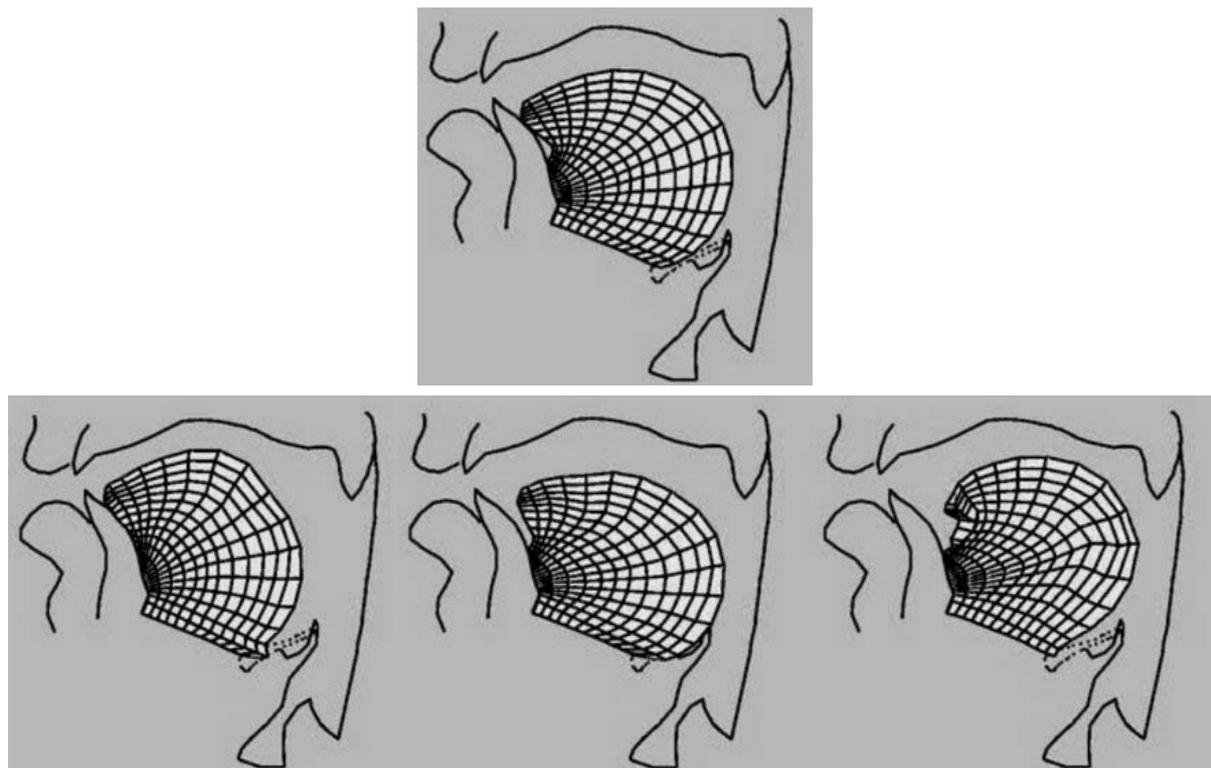


Figure 1-15 : Exemples de configurations obtenues avec le Modèle de Payan/Perrier : position de repos (en haut), activation du Génio-glosse Postérieur (en bas à gauche), activation du Hyoglosse (en bas au milieu) et activation du Styloglosse (en bas à droite)

1.4.4 Modèle semi 3D discret et dynamique de la langue (Dang et Honda, 2004)

L'objectif des auteurs a été de produire un modèle simulant les mouvements des articulateurs de la parole (langue, mandibule, lèvres et os hyoïde) dans la région sagittale, tout en assurant de faibles temps de calcul. Le maillage représente la langue, autour du plan sagittal sur une largeur de 2cm. La structure interne du maillage, basée sur la morphologie linguale, décrit la répartition des muscles dans la zone sagittale (Cf. figure 2-15). Les tissus sont considérés comme visco-élastiques isotropes. Le modèle d'activation musculaire utilisé

est le modèle de Morecki (Morecki, 1987), qui propose des améliorations du modèle de Hill (Hill, 1938).

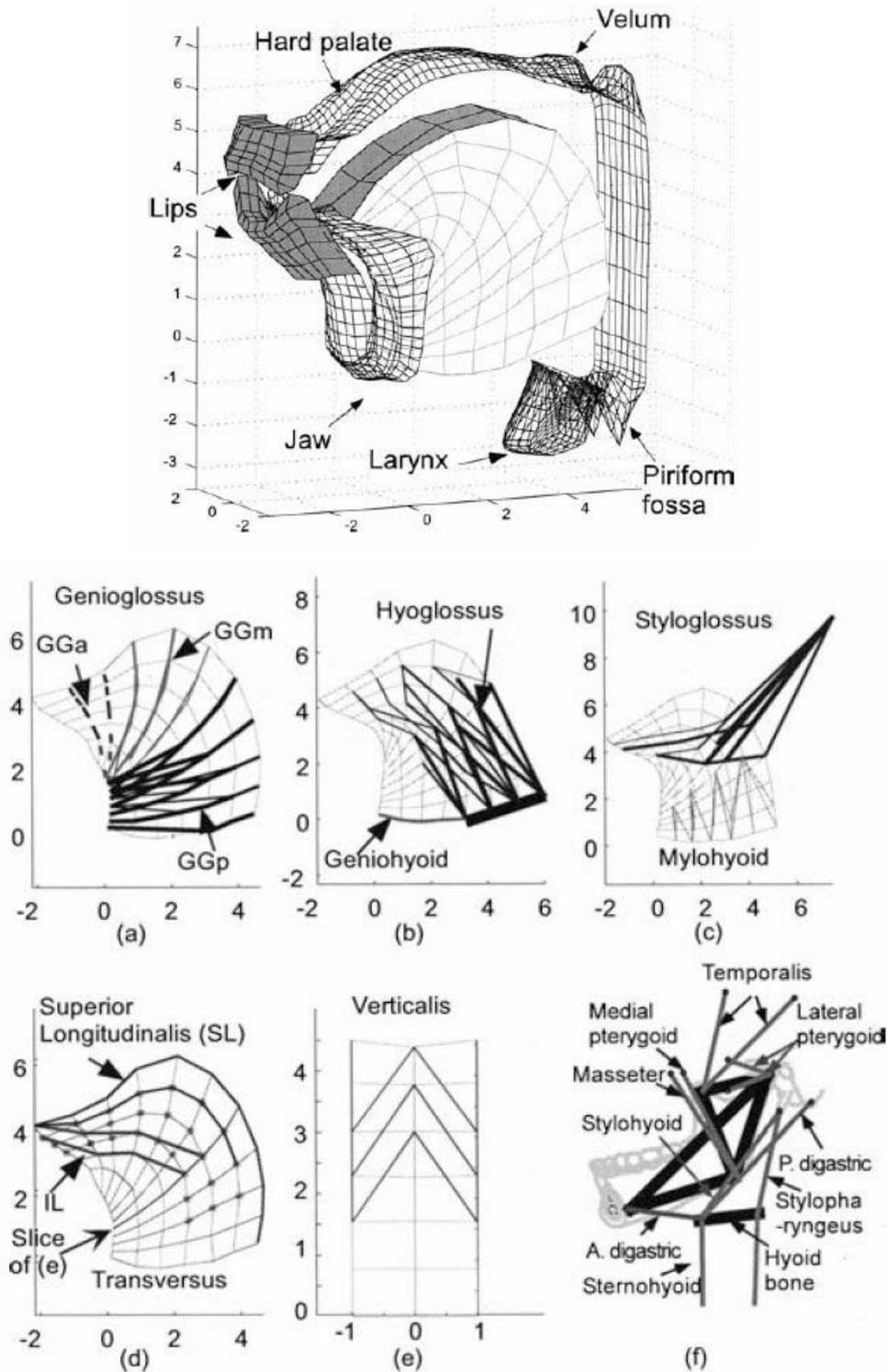


Figure 1-16 : Modèle de Dang et Honda en configuration de repos (en haut) et répartition des structures musculaires pour la langue et la mandibule (en bas). Les muscles sont représentés en traits épais. (d'après Dang et Honda, 2003)

Le calcul des déplacements est basé sur la méthode dite X-FEM, c'est-à-dire eXtended Finite Element Method (Belytschko et al., 2002). Dans cette modélisation, chaque élément est formé par un ensemble de 26 cylindres : 12 cylindres pour les arêtes, 12 cylindres pour les diagonales des faces et 4 cylindres pour les diagonales internes au cube. Sur une arête, le volume du cylindre est uniformément réparti sur tous les éléments voisins, et le volume d'un élément est la somme de tous les morceaux de cylindre présents à l'intérieur de cet élément. L'intérêt de ce type de modélisation est de pouvoir obtenir des formulations simples des déformations des cylindres, comme la variation de son rayon quand sa hauteur change et vice versa. Les caractéristiques individuelles des cylindres sont ensuite regroupées et on peut calculer les déplacements des nœuds du maillage complet (Dang et Honda, 2003). Cette formulation permet un grand gain en temps de calcul, par rapport à une technique à éléments finis classique. La figure 2-17 présente deux résultats de configuration articulaires obtenues grâce au modèle de Dang et Honda :

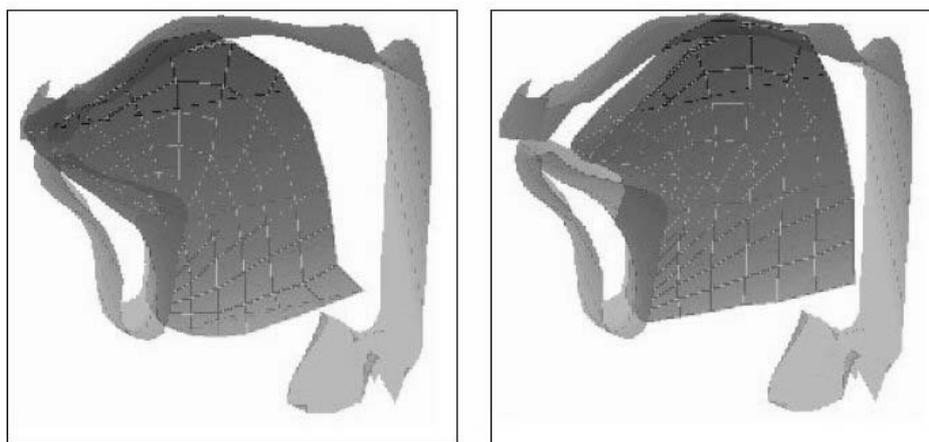


Figure 1-17 : Déformations obtenues pour 20ms de simulation pour une activation du Gégnioglosse Postérieur (à gauche) et du Styloglosse (à droite), d'après Dang et Honda (2003)

Dang et Honda ont étudié l'impact de chaque muscle sur la position d'un point de contrôle appartenant au dos ou à la partie apicale. Pour cela, le point de contrôle étudié est préalablement déplacé vers une position d'équilibre dans la région étudiée (864 positions ont été testées). A partir de cette position, les auteurs ont testé l'impact de chaque muscle sur les déplacements des points de contrôle, et ont repéré les positions des points d'équilibre pour des niveaux de forces uniformément répartis entre 0 et 6N. Ils obtiennent alors une carte des positions d'équilibre en fonction des forces musculaires, ce qu'ils nomment l' « EP map » (Equilibrium Point Map) qui leur permettent de faire le lien entre les commandes musculaires et la position statique de la langue.

1.4.5 Modèle 3D continu et dynamique (Wilhelms-Tricarico, 1995, 2000)

Tous les modèles décrits précédemment considèrent les tissus linguaux comme des matériaux linéaires isotropes. La démarche de Wilhelms-Tricarico est basée sur la méthode des éléments finis et les concepts de la mécanique des milieux continus

Un premier travail (Wilhelms-Tricarico, 1995) présente un modèle tridimensionnel à 42 éléments tétraédriques. La définition des structures musculaires est réalisée par association d'éléments, chaque élément pouvant appartenir à plusieurs muscles. De plus, les propriétés mécaniques d'un élément appartenant à deux muscles activés simultanément sont calculées grâce aux principes de la mécanique des milieux continus et permettent de modéliser de manière continue l'entrelacement des fibres musculaires. Ce modèle intègre la dynamique ainsi que l'incompressibilité des tissus linguaux. Dans les modèles précédents, l'activation musculaire était décrite grâce à l'application de forces extérieures sur les nœuds des maillages. Ici, l'auteur intègre l'activation musculaire de manière mécanique, directement dans la loi de comportement des matériaux. Il calcule alors la répartition des contraintes à l'intérieur des éléments actifs, en fonction d'un paramètre d'activation qui représente le signal électromyographique. La figure 2-18 présente une configuration du mouvement haut bas de la langue avec apparition de sillon central associé à l'activation du Hyoglosse.

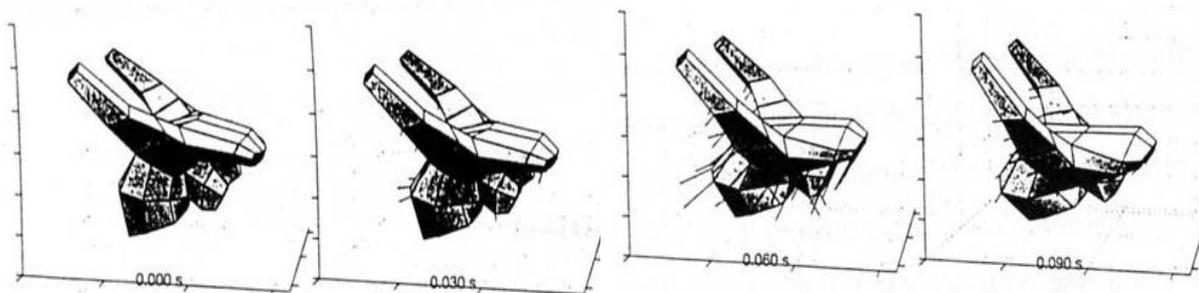


Figure 1-18 : Séquence d'abaissement de la langue (d'après Wilhelms-Tricarico, 1995)

En 2000, Wilhelms-Tricarico a travaillé sur un deuxième modèle reposant sur les mêmes principes, mais avec une modélisation mécanique beaucoup plus complexe et une description géométrique plus fine. Il reprend, dans son nouveau modèle, les principes d'anisotropie, de non linéarité géométrique, et un modèle élastique non linéaire. Les arêtes des éléments sont définies par des fonctions spline cubiques (Cf. figure 1-19).

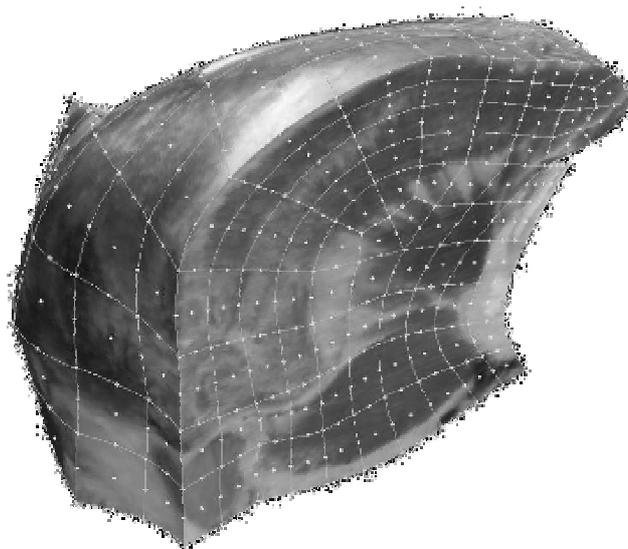


Figure 1-19 : Second modèle de Wilhelms-Tricarico, avec superposition des données anatomiques (Visible Human Project™) sur le maillage

Jusqu'à aujourd'hui, la grande complexité de la description physique proposée par Wilhelms-Tricarico n'a pas permis l'exploitation concrète de ce modèle pour l'étude de la production de la parole. Les non linéarités mécaniques, associées à l'hypothèse de l'anisotropie, provoquent l'apparition d'instabilités numériques pendant les calculs des simulations et il n'existe pas, à notre connaissance, d'algorithmes mathématiques fiables permettant de résoudre de type de problèmes.

1.5 Pourquoi un nouveau modèle

Nous avons vu une constante évolution dans la complexité de la représentation de la géométrie et de la physique des articulateurs de la parole proposée par les modèles ces 30 dernières années. Nous avons vu que nos objectifs en matière de compréhension du contrôle moteur de la parole nécessitent une modélisation biomécanique, dynamique, tridimensionnelle de la langue. Parmi tous les modèles déjà existants, seuls ceux développés par Wilhelms-Tricarico ont une représentation tridimensionnelle de la langue. Mais comme nous le remarquons plus haut, leur grande complexité, en termes de modélisation mécanique, empêche leur exploitation pour étudier la production de parole. Il est donc nécessaire de trouver un compromis entre le niveau de réalisme voulu et le problème que nous voulons étudier. C'est pourquoi, la conception de notre modèle est dans la continuité des travaux de Wilhelms-Tricarico, mais nos hypothèses de modélisation seront, dans un premier temps, simplifiées. Nous conservons la modélisation tridimensionnelle, dynamique et biomécanique, ainsi que le comportement élastique non linéaire (Cf. chapitre 5), mais en nous limitant à des hypothèses mécaniques plus simples.

Chapitre 2 : Introduction à la mécanique des milieux continus et à la méthode des éléments finis

2.1 Introduction

Nous allons modéliser la langue, qui est un corps déformable. Ceci fait appel à un domaine particulier de la mécanique, la « Mécanique des milieux continus » (MMC) et à une méthode numérique spécifique, la Méthode des éléments finis (MEF). Afin de permettre au lecteur non spécialiste de comprendre les étapes cruciales de notre modélisation, ce premier chapitre propose un rappel de quelques notions fondamentales de la MMC et de la MEF.

Afin de simplifier l'écriture des équations, nous utiliserons ici la notation indicielle, dont les principes sont résumés en Annexe 1.

2.2 Introduction à la mécanique des milieux continus

2.2.1 Etude des déformations

a. Calcul du tenseur des déformations

On considère un solide déformable Ω , dans lequel deux particules P et Q sont situées dans un voisinage d'un point M. Lorsqu'il est soumis à des contraintes, le solide Ω se déforme. Dans la suite de ce chapitre, les points appartenant à l'état initial du solide Ω (état non déformé, avec Ω en position de repos) seront notés avec un indice 0 et les variables relatives à ce même état initial seront notées en majuscule. Les données décrivant le solide Ω après déformation seront notées en minuscule. On notera ainsi M_0 le point de Ω , en position de repos, correspondant au point M dans l'état déformé de Ω . On se place dans un espace défini par une origine O, et trois vecteurs de base \vec{e}_1, \vec{e}_2 et \vec{e}_3 . Chaque point est localisé par ses coordonnées telles que $\vec{OM} = \vec{x} = x_1 \vec{e}_1 + x_2 \vec{e}_2 + x_3 \vec{e}_3$ si M appartient au solide déformé, et $\vec{OM}_0 = \vec{X} = X_1 \vec{e}_1 + X_2 \vec{e}_2 + X_3 \vec{e}_3$ si M_0 appartient au solide initial (Cf. figure 2-1).

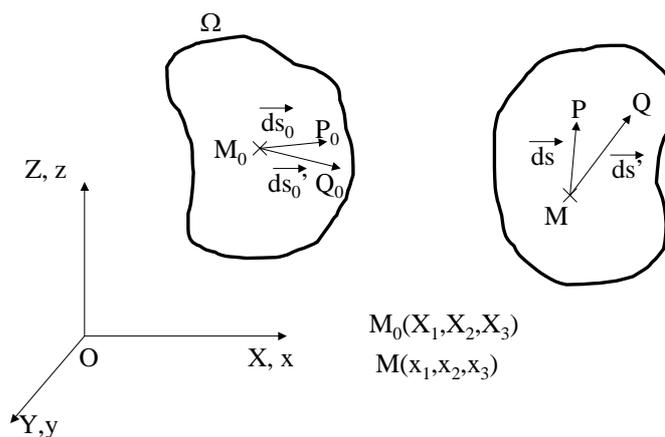


Figure 2-1 : Déformation d'un solide Ω soumis à des contraintes

Pour décrire complètement la transformation du solide, il faut connaître les relations liant les coordonnées d'un point dans le solide initial et ses nouvelles coordonnées dans le solide déformé. Pour cela, les trois équations suivantes suffisent :

$$\forall i \in \{1,2,3\}, \quad x_i = x_i(X_1, X_2, X_3) \tag{1.1}$$

Le tenseur de déformation a été introduit afin de décrire mathématiquement les variations de distances relatives entre les particules du solide ainsi que les variations des angles entre les vecteurs reliant ces particules. Si l'on note \vec{ds} et \vec{ds}' , deux vecteurs élémentaires, les variations de longueurs peuvent être caractérisées par les différences entre $\|\vec{ds}\|^2$ et $\|\vec{ds}_0\|^2$, tandis que les variations d'angle seront rendues à travers la quantité $\vec{ds} \cdot \vec{ds}' - ds_0 ds'_0$.

Par définition, nous avons $\vec{ds} = dx_i \vec{e}_i = \frac{\partial x_i}{\partial X_j} dX_j \vec{e}_i$. Sachant que $\vec{ds}_0 = dX_i \vec{e}_i$, a été définie la quantité $[F]$, appelée tenseur gradient de déformation, telle que :

$$\vec{ds} = [F] \vec{ds}_0 \quad \text{avec} \quad [F] = (f_{ij}) = \frac{\partial x_i}{\partial X_j} \tag{1.2}$$

F apparaît donc comme un tenseur mesurant la déformation entre les vecteurs \vec{ds} et \vec{ds}_0 . Comme autre mesure de la déformation (on parle de «strain» en anglais, par opposition au «deformation gradient tensor F»), la différence entre le produit scalaire des deux vecteurs

élémentaires $\overrightarrow{ds_0}$ et $\overrightarrow{ds'_0}$, et celui de \overrightarrow{ds} et $\overrightarrow{ds'}$ est proposée. Cette mesure tient compte à la fois du changement de longueur (étirement ou raccourcissement) et du changement d'angle entre les vecteurs avant et après déformation. Dans l'espace déformé, ce produit scalaire vaut :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{ds} \cdot \overrightarrow{ds'} &= (dx_i \overrightarrow{e}_i) \cdot (dx'_i \overrightarrow{e}_i) \\ &= (F_{ik} dX_k) (F_{il} dX'_l) \\ &= F_{ik} F_{il} dX_k dX'_l\end{aligned}\quad (1.3)$$

Or, $F_{ik}F_{il}$ est l'expression indicielle du produit matriciel entre F^T et F . On peut donc transformer l'équation (1.3) en :

$$\overrightarrow{ds} \cdot \overrightarrow{ds'} = ([C] \overrightarrow{ds_0}) \cdot \overrightarrow{ds'_0} \text{ avec } [C] = [F^T][F] \quad (1.4)$$

$[C]$ est appelé « tenseur des déformations de Cauchy ». Le tenseur des déformations de Cauchy permet de savoir comment un vecteur est transformé en longueur et en angle. Pour exprimer comment un solide élémentaire se déforme, nous prenons en considération deux vecteurs élémentaires $\overrightarrow{ds_0}$ et $\overrightarrow{ds'_0}$, transformés en deux vecteurs \overrightarrow{ds} et $\overrightarrow{ds'}$. La déformation globale, en longueur et en angle, est alors mesurée par la formule suivante :

$$\begin{aligned}\overrightarrow{ds} \cdot \overrightarrow{ds'} - \overrightarrow{ds_0} \cdot \overrightarrow{ds'_0} &= ([C] \overrightarrow{ds_0}) \cdot \overrightarrow{ds'_0} - \overrightarrow{ds_0} \cdot \overrightarrow{ds'_0} \\ &= ([C] - [I]) \overrightarrow{ds_0} \cdot \overrightarrow{ds'_0}\end{aligned}\quad (1.5)$$

On définit alors $[\varepsilon]$, le tenseur des déformations de Green-Lagrange :

$$[\varepsilon] = \frac{1}{2} ([C] - [I]) = \frac{1}{2} ([F]^T [F] - [I]) \quad (1.6)$$

où $[I]$ est la matrice identité. Si la transformation de Ω entre l'état initial et l'état déformé est rigide (i.e. une translation et une rotation), on a alors $[C] = I$ et $[\varepsilon] = 0$. Le tenseur des déformations de Green-Lagrange $[\varepsilon]$ apparaît donc comme une bonne mesure de la déformation propre du corps élastique (sans prise en compte des translations et des rotations).

Très souvent, il est intéressant de pouvoir calculer le tenseur des déformations uniquement à partir des déplacements de points élémentaires. En effet, l'inconnue dans un problème de modélisation de type éléments finis est généralement le déplacement des nœuds. Pour un de ces points, on considère un vecteur déplacement \vec{u} tel que $\vec{x} = \vec{X} + \vec{u}$. Les coefficients de $[\varepsilon]$ s'expriment alors de la manière suivante : $g_{ij} = F_{ki}F_{kj} - \delta_{ij}$, où δ_{ij} est le

symbole de Kronecker. Sachant que $F_{ij} = \frac{\partial x_i}{\partial X_j}$ et que $x_i = X_i + u_i$, l'expression de F_{ij} (coefficients du tenseur gradient de déformation) en fonction de u_i (composantes du vecteur déplacement) est $F_{ij} = \delta_{ij} + \frac{\partial u_i}{\partial X_j}$, ce qui veut dire :

$$[F] = [I] + Grad(\vec{u}) \tag{1.7}$$

Ainsi, en remplaçant l'équation (1.6) dans l'équation (1.5), nous obtenons l'expression du tenseur des déformations de Green-Lagrange en fonction des déplacements :

$$[\varepsilon] = \frac{1}{2} \left(Grad(\vec{u}) + (Grad(\vec{u}))^T + (Grad(\vec{u}))^T Grad(\vec{u}) \right) \tag{1.8}$$

Dans certains cas bien spécifiques, le terme $Grad(\vec{u})^T Grad(\vec{u})$ est suffisamment petit pour être négligé. On dit alors qu'on est dans l'hypothèse des « petites déformations ». Si ce terme ne peut pas être négligé, on est dans l'hypothèse des grandes déformations (cf. note en bas de la page).

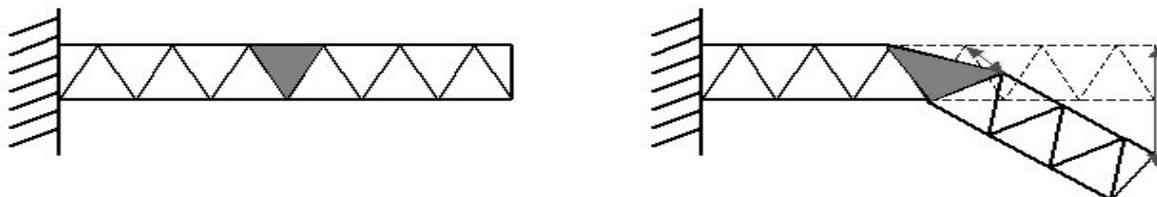
b. Interprétation du tenseur de Green-Lagrange en grandes déformations

Nous avons vu que le tenseur de Green-Lagrange est défini pour caractériser les déformations en variation de longueur et en variation d'angle. En posant, $\vec{ds} = ds\vec{n}$ et $\vec{ds}_0 = ds_0\vec{n}$, nous pouvons alors définir la *dilatation*, c'est-à-dire la variation relative de longueur, dans la direction $\vec{n} = (n_i)_{i=\{1,2,3\}}$ par :

$$d(\vec{n}) \cdot \vec{n} = \frac{ds - ds_0}{ds_0} = \frac{ds}{ds_0} - 1 \tag{1.9}$$

Note :

Il est important de comprendre la différence entre déplacement et déformation. En effet, de grandes déformations n'entraînent pas obligatoirement de grands déplacements Prenons l'exemple d'une poutre dont l'une des extrémités est fixée.



Nous pouvons voir que les nœuds de l'élément grisé (je suppose qu'il y a une figure ?) subissent de très faibles déplacements, alors que l'élément est fortement déformé. Par contre, l'extrémité libre de la poutre subit une simple transformation rigide, avec de plus grands déplacements, mais sans déformation car la forme des éléments reste inchangée.

En reprenant l'équation 1.4 avec pour hypothèse $\vec{ds} = \vec{ds}'$ et $\vec{ds}_0 = \vec{ds}'_0$ (en prenant les mêmes vecteurs élémentaires, nous regardons la déformation dans une seule direction), et après simplification, nous obtenons la relation :

$$d(\vec{n}) = \sqrt{2g_{ij}n_i n_j + 1} - 1 = \sqrt{2([\vec{G}]\vec{n}) \cdot \vec{n} + 1} - 1 \quad (1.10)$$

Il faut également noter que la définition de $[G]$ est locale et donc dépendante des coordonnées du point considéré : $[G] = [G](\vec{x})$. C'est pourquoi l'équation 1.9 donne la valeur de la dilatation à un point de coordonnées \vec{x} , dans la direction \vec{n} .

De même, nous pouvons calculer la distorsion, qui caractérise les variations d'angle.

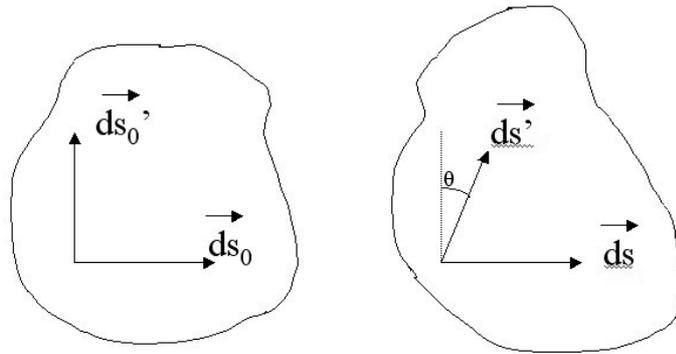


Figure 2-2: Illustration de la distorsion angulaire

Après calcul, détaillé dans Berthelot (1999), nous obtenons une expression de la distorsion angulaire dans le plan (\vec{e}_1, \vec{e}_2) :

$$\sin(\theta) = \frac{2g_{12}}{\sqrt{2g_{11} + 1}\sqrt{2g_{22} + 1}} \quad (1.11)$$

Enfin, nous pouvons calculer la variation de volume. Soit un volume élémentaire du solide initial défini par les vecteurs dX_1 , dX_2 et dX_3 . Rappelons que $dV_0 = \vec{dX}_1 \cdot (\vec{dX}_2 \wedge \vec{dX}_3)$ et que dans le solide déformé, nous avons $dV = \vec{dx}_1 \cdot (\vec{dx}_2 \wedge \vec{dx}_3)$. La variation de volume vaut alors : $\tau = \frac{dV - dV_0}{dV_0} = \frac{dV}{dV_0} - 1$. Après calcul développé dans Bonet et Wood (1997), nous

avons la relation : $dV = \det(F)dV_0$. Donc, τ étant égal à $\det(F)-1$, la condition d'incompressibilité est assurée si :

$$\det(F) = 1 \quad (1.12)$$

c. Hypothèse des petites déformations

Dans le cas où les déformations sont de faible amplitude, le terme du second ordre dans l'expression du tenseur de Green-Lagrange devient négligeable par rapport à aux termes linéaires. On dit alors qu'on se place dans l'hypothèse des petites déformations. Cette hypothèse est valable si $\forall(i, j), g_{ij} = \frac{\partial x_i}{\partial X_j} \ll 1$.

L'hypothèse des petites déformations permet la linéarisation du tenseur des déformations de Green-Lagrange, simplifiant ainsi l'expression de toutes les variables déjà étudiées pour le cas des grandes déformations. Ainsi, si $x \ll l$, nous avons alors les relations d'approximation $(1+x)^n \approx 1+nx$ et $\sin(x) \approx x$. Dans l'hypothèse des petites déformations, nous pouvons alors linéariser les expressions de la dilatation et de la distorsion :

$$d(\vec{n}) = \vec{n} \cdot ([G] \vec{n}) \quad (1.13)$$

$$\theta = 2g_{12} \text{ dans le plan } (\vec{e}_1, \vec{e}_2) \quad (1.14)$$

2.2.2 Etude des contraintes

a. Définition

Soit Ω un milieu continu, soumis à un chargement mécanique, et M un point appartenant à Ω .

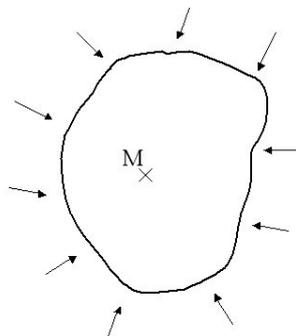


Figure 2-3 : Solide soumis à un chargement mécanique

La contrainte est une variable homogène à une pression, qui caractérise les actions mécaniques exercées sur la matière, pour un point $M(x_1, x_2, x_3)$ donné, dans une direction \vec{n} donnée. Pour tout point M appartenant à ce milieu, l'état des contraintes est parfaitement déterminé par la connaissance de $\sigma(M)$, le tenseur des contraintes qui caractérise le champ vectoriel des contraintes en un point du solide :

$$\sigma(M(x_1, x_2, x_3)) = \begin{bmatrix} \sigma_{11}(x_1, x_2, x_3) & \sigma_{12}(x_1, x_2, x_3) & \sigma_{13}(x_1, x_2, x_3) \\ \sigma_{21}(x_1, x_2, x_3) & \sigma_{22}(x_1, x_2, x_3) & \sigma_{23}(x_1, x_2, x_3) \\ \sigma_{31}(x_1, x_2, x_3) & \sigma_{32}(x_1, x_2, x_3) & \sigma_{33}(x_1, x_2, x_3) \end{bmatrix} \quad (1.15)$$

b. Interpretation des coefficients du tenseur de contrainte

Pour tout point M , nous pouvons calculer le vecteur de contrainte, au point M , dans la direction \vec{n} :

$$\vec{i}(M, \vec{n}) = \sigma(M)\vec{n} \quad (1.16)$$

Chaque élément du tenseur des contraintes a une signification physique. Si nous prenons $\vec{n} = \vec{e}_1$, alors le vecteur des contraintes dans cette direction est :

$$\vec{i}(M, \vec{e}_1) = \begin{pmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{21} \\ \sigma_{31} \end{pmatrix} \quad (1.17)$$

Donc, nous pouvons en déduire que σ_{11} est la contrainte, dans la direction \vec{e}_1 , pour une surface ayant pour vecteur normal \vec{e}_1 et passant par M . Par extension, σ_{ij} est la contrainte, dans la direction i , pour un point M appartenant à une surface ayant pour vecteur normal \vec{e}_j .

c. Equation d'équilibre mécanique

Pour trouver l'équation d'équilibre mécanique, nous appliquons les mêmes principes qu'en mécanique classique. L'équilibre mécanique est atteint lorsque la somme des forces \vec{F} et la somme des moments \vec{M}_m sont nulles.

$$\sum \vec{F} = \vec{0} \quad (1.18)$$

$$\sum \vec{M}_m = \vec{0} \quad (1.19)$$

Considérons le cas particulier d'un cube, soumis à des contraintes décrites par le tenseur σ .

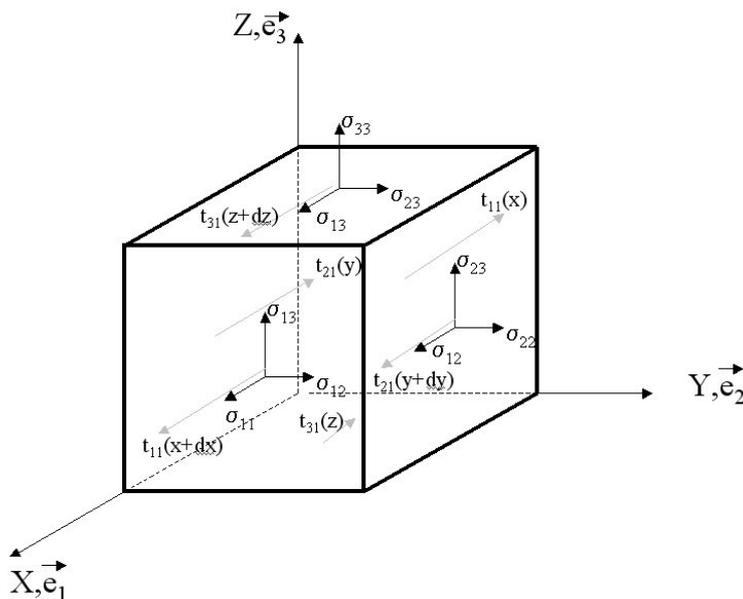


Figure 2-4 : Schéma illustrant l'équilibre mécanique

Si F_1 est une densité volumique de force dans la direction \vec{e}_1 , l'équilibre des forces dans la direction \vec{e}_1 s'écrit :

$$\begin{aligned} &\sigma_{11}(x+dx)dzdy + \sigma_{21}(y)dx dz + \sigma_{31}(z)dxdy \\ &- \sigma_{11}(x)dzdy - \sigma_{21}(y)dx dz - \sigma_{31}(z)dxdy + F_1 dV = 0 \end{aligned} \tag{1.20}$$

En réorganisant les termes de l'équation 1.20, nous pouvons faire apparaître des termes de la forme $\sigma_{ij}(x+dx) - \sigma_{ij}(x) = \frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x} dx$. On obtient alors :

$$\left(\frac{\partial \sigma_{11}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{21}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{31}}{\partial z} + X_1 \right) dV = 0 \tag{1.21}$$

Nous obtenons le même type d'équation, quelle que soit la direction dans laquelle nous étudions l'équilibre. L'équation 1.21 doit être valide pour tout dV , et l'équation d'équilibre des forces est alors :

$$\text{div}(\vec{u}) + \vec{F} = \vec{0} \tag{1.22}$$

De la même manière, en posant l'équation d'équilibre des moments, nous aboutissons à l'équation suivante : $\forall (i, j) \in \{1..3\}, \sigma_{ij} = \sigma_{ji}$ (Cf. Berthelot, 1999 pour la démonstration détaillée). La deuxième condition d'équilibre mécanique est donc la symétrie du tenseur de contrainte.

2.2.3 Loi de comportement

Nous présenterons dans cette section, les définitions des notions de base d'élasticité, en donnant deux exemples de comportement des matériaux. Soit σ la contrainte et ε la déformation de Green-Lagrange. La loi de comportement est une relation mathématique liant les contraintes σ aux déformations ε :

$$\sigma(\varepsilon) = f(\varepsilon) \quad (1.23)$$

Cette loi décrit le comportement mécanique d'un matériau lorsqu'il est soumis à un chargement mécanique. A partir de cette loi, nous pouvons définir le module d'Young du matériau, dans les trois directions principales :

$$E_i = \frac{\partial \sigma_i}{\partial \varepsilon_i}, \quad i \in \{1,2,3\} \quad (1.24)$$

E_i a la dimension d'une pression et mesure la rigidité du matériau. Un matériau rigide aura un grand module d'Young et « résistera » aux chargements mécaniques alors qu'un matériau souple aura un module d'Young plus faible et subira plus de déformations pour un même chargement.

On introduit aussi le coefficient de Poisson ν contrôle la manière dont un matériau soumis à un chargement mécanique dans une direction donnée se déforme dans les deux directions orthogonales. Pour une même déformation dans la direction \vec{e}_1 , les déformations dans les directions \vec{e}_2 et \vec{e}_3 seront d'autant plus importantes que le coefficient de Poisson est grand. Par définition, ν est strictement inférieur à 0,5. Il permet, en élasticité linéaire, de contrôler les variations de volume d'un matériau. Plus ν se rapproche de 0.5 par valeur inférieure, plus le matériau est proche de l'incompressibilité.

2.2.4 Résolution des équations de la MMC

Trouver la solution à un problème de mécanique des milieux continus revient généralement à trouver la valeur des déplacements, qui permettent de vérifier les trois équations fondamentales de la mécanique des milieux continus :

- Loi de comportement : $\sigma = f(\varepsilon)$
- Relation entre déformations et déplacement : $\varepsilon = g(u)$
- Equation d'équilibre mécanique : $div(\vec{u}) + \vec{F} = \vec{0}$

En règle générale, dès que la forme du système étudié est complexe, on ne sait pas résoudre ces équations. Par contre, dans le cas de formes simples et sous certaines hypothèses simplificatrices, on peut trouver une expression analytique des déplacements, des déformations et des contraintes. Le cas le plus simple est celui de l'élasticité linéaire en petites déformations. Dans ce cas, la loi de comportement et la relation entre déformations et déplacements sont linéaires et nous pouvons alors obtenir une expression simple des déplacements. Toujours dans le cas de formes simples, il est possible d'obtenir des expressions analytiques des déplacements pour les matériaux dits de Neo-Hooke (cf. chapitre 5), dont le comportement mécanique est linéaire, mais qui intègre l'hypothèse des grandes déformations, c'est-à-dire les non linéarités dues au calcul du tenseur des déformations de Green-Lagrange.

Enfin, dans le cas le plus général de l'élasticité en grandes déformations, on utilise couramment les matériaux dits « hyperélastiques » (cf. chapitre 5 pour une explication détaillée). Dans le cas de l'élasticité non linéaire, on ne sait pas trouver la relation entre déformation et contrainte. Dans ce cas, nous avons recours à une méthode numérique de résolution des équations de la MMC : la méthode des éléments finis.

2.3 Introduction à la méthode des éléments finis

2.3.1 Principe

Nous avons vu dans la partie 2.2.4.c que la plupart des problèmes n'ont pas de solutions analytiques. Or, il est possible de contourner ce problème, en divisant le système étudié en sous-ensembles plus petits, et dont le comportement est plus facile à décrire. Ces composants de base sont appelés « éléments ». On peut alors envisager de modéliser un continuum par un nombre fini d'éléments, dont l'assemblage, appelé maillage, permet de décrire le continuum initial. Cet échantillonnage spatial définit ce qu'on appelle un problème discret. Le continuum est scindé en éléments, dont les sommets sont appelés « nœuds », et la solution est calculée de manière exacte aux nœuds, puis interpolée pour n'importe quel point du continuum à partir des solutions nodales.

Les déplacements, les déformations et les contraintes sont difficiles à calculer pour un élément de forme quelconque. Par contre, ces mêmes variables ont des expressions simplifiées lorsqu'elles sont calculées pour un cube. C'est pourquoi la méthode des éléments finis repose sur une double représentation des éléments : une première dans un espace dit « déformé », où les coordonnées des nœuds sont notées (r,s,t) , et une seconde dans un espace dit « de référence », où les coordonnées sont notées (x,y,z) . On définit alors une

transformation ϕ permettant de passer de l'espace de référence à l'espace déformé (Cf. figure 2-5).

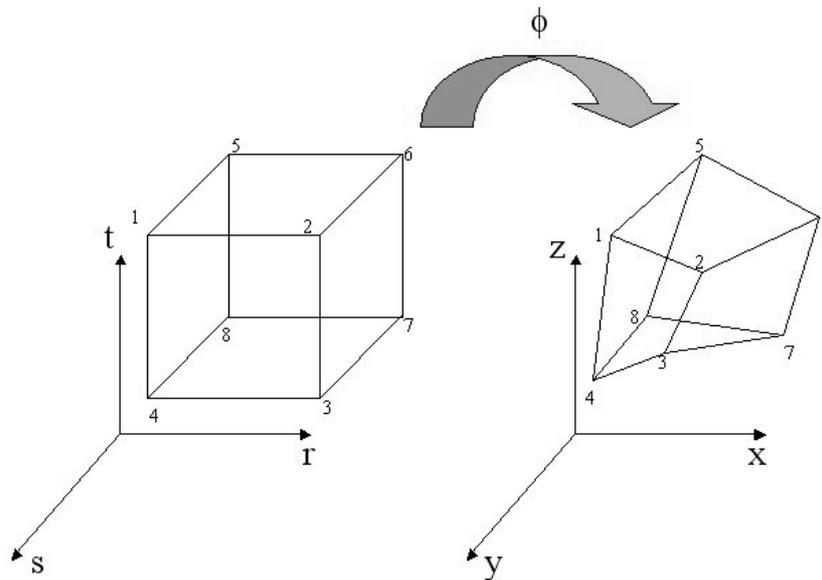


Figure 2-5 : Élément représenté dans l'espace de référence (à gauche) et dans l'espace déformé (à droite). Le passage de l'espace de référence vers l'espace déformé se fait grâce à la fonction ϕ

Les calculs sont effectués dans l'espace de référence et sont ensuite reportés dans l'espace déformé grâce à la fonction ϕ .

2.3.2 L'élément linéaire en déformation linéaire

L'élément est la brique de base de la modélisation par éléments finis. C'est un volume qui décrit une partie de l'espace du système mécanique étudié. Il est défini par ses sommets : nous appellerons ces points des « nœuds ». L'organisation des éléments au sein de la structure discrétisée doit assurer la continuité du volume. Dans cette partie, et dans un souci de simplification, nous considérerons un élément à interpolation linéaire, décrivant un matériau aux propriétés élastiques linéaires.

a. Interpolation des déplacements à l'intérieur d'un élément

Lorsque sont connus les déplacements des nœuds, on peut alors calculer les déplacements de n'importe quel point intérieur à l'élément. Pour cela, on utilise des fonctions d'interpolation, qui permettent de calculer le vecteur déplacement $\mathbf{u} = \{u, v, w\}^T$ pour n'importe quel point de coordonnées $\{x, y, z\}^T$. On associe à chaque nœud i , de coordonnées a_i , une fonction d'interpolation, appelée fonction de forme, $N_i(x, y, z)$, telle que :

$$\forall i \neq j, N_i(a_j) = 0 \text{ et } N_i(a_i) = 1 \tag{1.25}$$

On définit alors un opérateur $N(x, y, z) = [N_1 \ N_2 \ \dots \ N_n]$, où n est le nombre de nœuds de l'élément. Si $\mathbf{a} = \{a_1 \ \dots \ a_n\}$ est le vecteur des déplacements nodaux avec $a_i = \{u_i, v_i, w_i\}^T$, déplacement du nœud i, , on a alors :

$$\mathbf{u} = \{u(x, y, z), v(x, y, z), w(x, y, z)\}^T = [N(x, y, z)]\mathbf{a} \tag{1.26}$$

2.3.3 Calcul de la matrice d'élasticité d'un élément

Le recherche de la solution d'un problème de type éléments finis consiste en trouver les valeurs des déplacements, des déformations et des contraintes. Ces trois inconnues sont reliées par les trois équations suivantes :

- Loi de comportement : $\sigma = f(\varepsilon)$
- Relation entre déformations et contraintes : $\varepsilon = g(u)$
- Equation d'équilibre mécanique : $div(\vec{u}) + \vec{F} = \vec{0}$

Dans le cadre de modélisation le plus simple, c'est-à-dire en élasticité linéaire avec l'hypothèse des petites déformations, les relations entre toutes ces variables sont linéaires. Il est alors possible de trouver des opérateurs matriciels B et D, tels que $\varepsilon = Bu$ et $\sigma = D\varepsilon$:

$$\varepsilon = \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \varepsilon_{xy} \\ \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{yz} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial z} \\ \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial x} & 0 \\ \frac{\partial}{\partial z} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} \\ 0 & \frac{\partial}{\partial z} & \frac{\partial}{\partial y} \end{bmatrix} \vec{u} = [B]\vec{u} \tag{1.27}$$

$$\begin{pmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{12} \\ \sigma_{23} \\ \sigma_{13} \end{pmatrix} = \frac{E}{(1-2\nu)(1+\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \varepsilon_{12} \\ \varepsilon_{23} \\ \varepsilon_{13} \end{pmatrix} = [D]\varepsilon \quad (1.28)$$

Dans ce cas, le calcul des déplacements revient à d'abord calculer, pour chaque élément du maillage, la matrice d'élasticité (Zienkiewicz, 1994) telle que :

$$K_e \vec{u}_e = F_e \quad (1.30)$$

où K_e est la matrice d'élasticité, définie par les paramètres élastique de l'élément, u_e est un vecteur contenant les déplacements de tous les nœuds, et F_e est un vecteur contenant l'ensemble des forces extérieures appliquées sur ces mêmes nœuds. Lorsque nous faisons l'hypothèse des petites déformations en élasticité linéaire, la matrice K est constante. Dans le cas général, des non linéarités sont introduites dans le calcul de la solution. En effet, de nombreux systèmes nécessitent la prise en compte de l'hypothèse des grandes déformations, et les non linéarités sont alors introduites par le terme quadratique du tenseur de Green-Lagrange. La relation entre ε et u n'est plus linéaire. Une autre source de non linéarités est le comportement élastique du matériau et l'introduction d'une loi de comportement non linéaire, c'est-à-dire la relation entre les déformations et les contraintes. Dans ce cas, la relation entre σ et ε n'est plus linéaire. Quel que soit l'origine de ces non linéarités, elles rendent la matrice d'élasticité K dépendant du vecteur déplacement \vec{u} . La relation entre les déplacements et les forces appliquées aux nœuds de l'élément devient :

$$K_e(\vec{u}_e) \vec{u}_e = \vec{F}_e(\vec{u}_e) \quad (1.31)$$

2.3.4 Matrice d'élasticité globale

Nous considérons maintenant l'ensemble des éléments constituant le volume discrétisé, et nous recherchons une relation entre les forces extérieures appliquées sur tous les nœuds et les déplacements de ces mêmes nœuds. Prenons comme exemple un maillage surfacique de 4 éléments (3x3 nœuds):

Element 1 K_1	Element 2 K_2
Element 3 K_3	Element 4 K_4

Figure 2-6 : Illustration du processus d'assemblage à l'aide d'un maillage à 4 éléments rectangulaires

Chaque élément est caractérisé par sa propre matrice d'élasticité K_i . Si F_e est le vecteur des forces appliquées aux 9 nœuds et si u est le vecteur déplacement de ces nœuds, alors il faut déterminer la matrice K telle que $K(u)u = F(u)$, dans le cas général. Cette étape s'appelle l'assemblage. Le calcul de la matrice d'élasticité d'un élément diffère entre le cas linéaire et le cas non linéaire, mais une fois les matrices d'élasticité construites pour chaque élément du maillage, le processus d'assemblage est le même dans les deux cas. Pour comprendre cette étape, considérons le maillage suivant, comportant deux éléments barre et trois nœuds, les nœuds 1 et 3 étant fixes.



Figure 2-7 : Maillage, composé de 3 nœuds et de 2 éléments barre, illustrant le calcul d'un élément de la matrice d'élasticité globale

Soit l'élément A, entre les nœuds 1 et 2, et l'élément B, entre les nœuds 2 et 3. La matrice d'élasticité de l'élément A se réduit à un seul coefficient K_a , et la matrice d'élasticité de B se réduit au coefficient K_b . Soit u le déplacement horizontal du nœud 2 et F la force horizontale appliquée au nœud 2. Si nous considérons uniquement les éléments A et B, séparément les uns des autres, nous avons les deux relations suivantes :

$$K_a u = F \text{ et } K_b u = F \tag{1.34}$$

Lorsque nous considérons le système formé des deux éléments, nous avons la relation suivante :

$$K_a u - K_b u = F \tag{1.35}$$

Ainsi, la nouvelle matrice d'élasticité du système, pour le nœud 2 est $K_a - K_b$. Lorsque le nombre d'éléments, de nœuds et de degrés de liberté augmente, le principe reste le même, et la matrice d'élasticité globale caractérise alors les interactions entre un nœud et ses voisins.

2.3.5 Calcul de la solution

Nous avons vu, dans le chapitre précédent, que notre modèle prendra en compte les non linéarités mécaniques. Nous nous plaçons de fait dans le cas général du calcul de la matrice d'élasticité, dont les coefficients dépendront des déplacements des nœuds. Le comportement du système sera alors décrit par un système d'équations différentielles non linéaires. La résolution de ce type d'équation nécessite l'utilisation de processus itératif, qui à chaque étape estiment le vecteur déplacement jusqu'à converger vers la solution de l'équation. Il existe de nombreuses méthodes de résolution des systèmes non linéaires, l'utilisation du logiciel ANSYSTM nous impose l'utilisation de la méthode de Newton-Raphson.

De manière générale, le système d'équations est mis sous la forme : $F(u)=b$, où b est constant. La méthode de Newton-Raphson recherche une estimation de u et vérifie si l'expression $\|F(u) - b\| < \psi$, où ψ est le critère de convergence. L'estimation est répétée de manière itérative, jusqu'à ce que le critère de convergence soit vérifié. L'algorithme fonctionne de la manière suivante. A l'itération n , l'estimation de u est : $\tilde{u} = u_n$. On calcule alors la tangente à la fonction $F(u)$ pour $u=u_n$ et son intersection avec la droite $y=b$ nous donne la prochaine estimation $u_{n+1} = u_n - \frac{F(u_i)}{F'(u_i)}$.

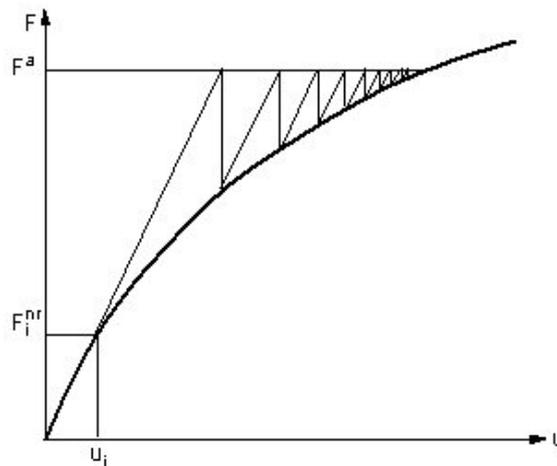


Figure 2-8 : Illustration de la convergence de l'algorithme de Newton-Raphson

Dans le cas où la fonction $F(u)$ conserve la même convexité, l'algorithme converge et u_n tend alors vers u tel que $F(u)=b$. Cette méthode est rapide, mais n'est pas valable dans le cas où la fonction F a un point d'inflexion. Dans ce cas, la méthode de Newton-Raphson diverge.

Chapitre 3 : Création du maillage générique de la langue

3.1 Introduction

La création du maillage est une étape cruciale dans la conception d'un modèle à éléments finis. La précision avec laquelle il sera défini aura une influence majeure sur le comportement du modèle lorsqu'il sera soumis à des actions mécaniques. C'est pourquoi il est nécessaire, dans une première étape, de définir toutes ses caractéristiques. Selon notre conception morphologique de la modélisation, le maillage devra être le plus proche possible de la géométrie réelle de la langue, dans son aspect externe ainsi que dans sa structure interne. En particulier, il devra nous permettre d'étudier le comportement mécanique induit par l'activation d'un ensemble de fibres musculaires, et c'est pourquoi la contrainte fondamentale régissant sa définition est une adéquation entre la forme des éléments et les directions des fibres des muscles qu'ils doivent représenter. Cette caractéristique permettra de modéliser de manière plus simple l'application des forces le long de ces fibres musculaires. En effet, un maillage régulier uniforme nécessite à chaque nouvelle application de forces, le calcul des directions principales des fibres en un point donné, alors qu'avec un maillage conçu pour représenter intrinsèquement les directions principales, les arêtes des éléments seront déjà caractéristiques des directions des fibres musculaires. Le maillage que nous avons élaboré a eu pour point de départ un maillage réalisé par Reiner Wilhelms-Tricarico du Speech group du MIT, lors de son séjour de 18 mois à l'ICP (Wilhelms-Tricarico, 2000). Ce maillage est fondé sur les données anatomiques du Visible Human Project (VHP). Il sera décrit brièvement ci-dessous. Puis, nous exposerons les modifications que nous avons effectuées.

3.2 The visible Human Project

Le Visible Human Project (VHP) est un projet de la National Library of Medicine des Etats-Unis, initié en 1986, avec pour objectif de proposer une description anatomique tridimensionnelle précise de l'ensemble des organes et des structures osseuses du corps

humain, sous forme de données IRM, scanner ou de photos de coupes histologiques. Le premier jeu de données a été réalisé en 1994 après qu'un condamné à mort ait donné son corps à la science. Le corps a été intégralement passé au scanner, en position couché, puis il a été cryogénisé et découpé en fines couches. Ceci a constitué un jeu de données comprenant 1871 images scanner et coupes histologiques, espacées de 1mm, avec une résolution de 2048 x 1216 pixels, en niveaux de gris 24 bits pour les images scanner et en couleur 24 bits pour les coupes. Un an plus tard, un deuxième jeu de données a été réalisé, avec le même protocole expérimental, sur un sujet féminin. L'intérêt de ce deuxième jeu de données est une plus grande précision de la description anatomique. En effet, ont été obtenues un peu plus de 5000 images scanner et coupes histologiques, les coupes étant espacées de 0.33mm, et la résolution des images étant de 4096 x 2700 pixels.

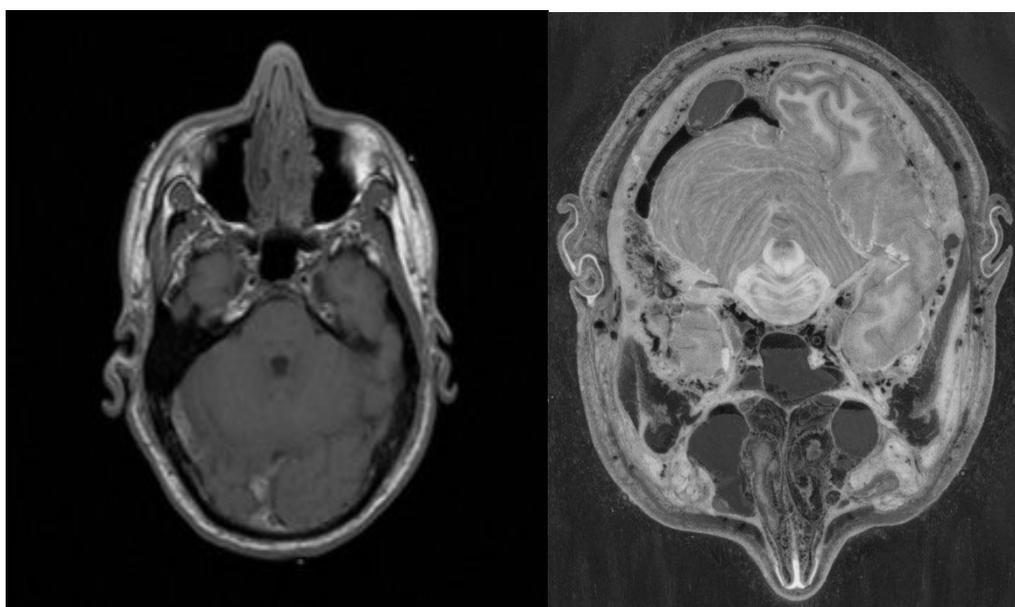


Figure 3-1 : *CT-scan du crâne en vue axiale (à gauche) et coupe histologique du crâne dans le plan axial (à droite), extraites du VHP, sujet masculin*

3.3 Outil de visualisation et de localisation

Le maillage générique doit représenter le plus fidèlement possible les structures musculaires internes de la langue et caractériser finement l'anatomie de cet articulateur. Pour cela, Wilhelms-Tricarico a choisi de créer une interface graphique qui, à partir des données du VHP, permette de se déplacer en 3D à l'intérieur de la langue pour repérer les différents groupes de fibres à représenter (Wilhelms-Tricarico, 2000).

La figure 3-2 reproduit l'interface graphique développée par Wilhelms-Tricarico. La fenêtre gauche montre la coupe reconstruite, ici dans le plan sagittal, alors qu'en haut à droite,

est représenté le plan le long duquel la coupe est affichée. Enfin, à droite, se situe l'interface permettant de paramétrer la position et l'orientation du plan de coupe.

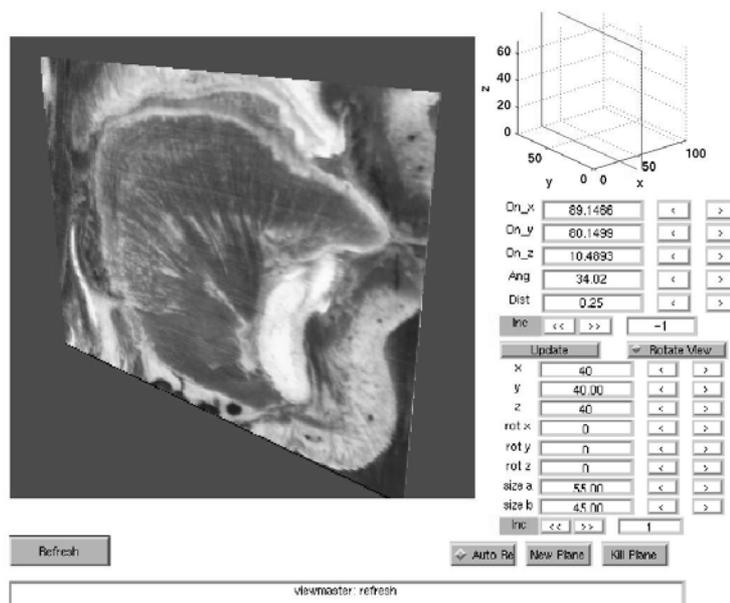


Figure 3-2 : Interface graphique permettant de repérer les structures internes de la langue avec un exemple de coupe parallèle au plan medio sagittal (Wilhelms-Tricarico, 2000)

Cependant, la complexité de la répartition des fibres musculaires au sein de la langue, et en particulier leur enchevêtrement en certaines zones, ne permet pas une localisation complète immédiate des muscles. C'est pourquoi ce travail a été effectué muscle par muscle et par petits groupes de fibres. A partir du travail déjà réalisé par Wilhelms-Tricarico (2000), nous avons déterminé pour chaque zone linguale, le muscle le plus important afin d'associer localement à ce muscle un ensemble de fibres parallèles, chaque ensemble étant à terme associé à un élément du maillage. L'interface a permis de définir les coordonnées des 8 nœuds de l'élément hexaédrique de base, de telle sorte que les arêtes des éléments soient parallèles aux fibres qu'elles doivent représenter. On a ainsi obtenu une description géométrique du maillage de la langue aussi fidèle que possible à la morphologie musculaire. Sachant que nous avons choisi de définir un maillage générique de langue symétrique par rapport au plan medio sagittal, seule une demi langue a été maillée avant d'être symétrisée. Nous obtenons alors un maillage symétrique à 740 éléments et 947 nœuds, dont 121 décrivent le plan medio sagittal de symétrie.

3.4 Anatomie linguale et définition des structures musculaires

La langue est un organe, de forme ovoïde, composé principalement de fibres musculaires. Dépourvue de structure osseuse, le recrutement des muscles qui la constituent est à l'origine de ses propres mouvements et déformations. Elle occupe la quasi-totalité du volume de la cavité buccale et repose sur le plancher buccal essentiellement formé par 2

muscles, le mylohyoïde et le geniohyoïde. Ces deux muscles forment les deux attaches principales de la langue aux structures osseuses de la mandibule et de l'os hyoïde. La langue est également reliée, par un ensemble de membranes et de muscles, aux autres structures de la cavité buccale telles que le voile du palais et l'apophyse styloïde. Pour simplifier la localisation des structures linguales, nous diviserons la langue en cinq parties : le corps, le dos, la partie postérieure pharyngale, la partie postérieure vélaire et la partie apicale. (Cf. figure 3-3).

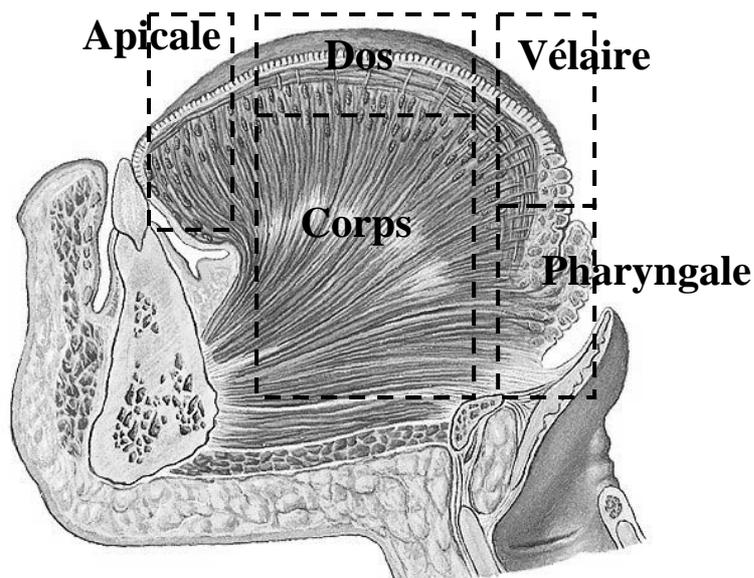


Figure 3-3 : Les 5 parties considérées dans la langue en vue sagittale (d'après Sobotta 2000,)

Le corps de la langue représente quasiment les 2/3 de son volume, dans sa partie centrale. La partie apicale commence à la pointe de la langue, l'apex, et s'étend sur environ 1 cm depuis l'apex vers le corps. La partie postérieure pharyngale est située immédiatement au dessus de l'os hyoïde, alors que la partie pharyngale vélaire est la zone la plus proche du velum. Enfin, le dos forme la surface externe de la langue depuis la zone apicale jusqu'à la zone vélaire.

Les études morphologiques de la langue, basées sur des dissections, sont les bases indispensables à la conception de modèles destinés à la simulation. Une première étude a été réalisée en 1930 par Abd-el-Malek qui fournit alors une première description morphologique. Ses observations ont permis de définir différentes structures internes, mais elles ne sont pas directement exploitables pour déterminer un positionnement précis de ces structures au sein d'un modèle. Notre travail d'étude anatomique et d'intégration des différents muscles dans le modèle repose sur deux études majeures de l'anatomie linguale : celle de Miyawaki et de Takemoto. En 1973, Miyawaki a publié une étude complète et détaillée de l'anatomie linguale permettant une localisation aisée des différents muscles grâce à un ensemble de dessins

représentant des coupes, espacées d'un millimètre dans les trois plans principaux, sagittal, coronal et transverse. En 2001, Takemoto a réalisé une étude morphologique très poussée de l'ensemble des muscles linguaux permettant une localisation précise (de l'ordre du mm) de chaque muscle. Ces deux travaux, accompagnés de l'ouvrage de Netter (1990) ont constitué la base de la définition des structures musculaires dans notre modèle.

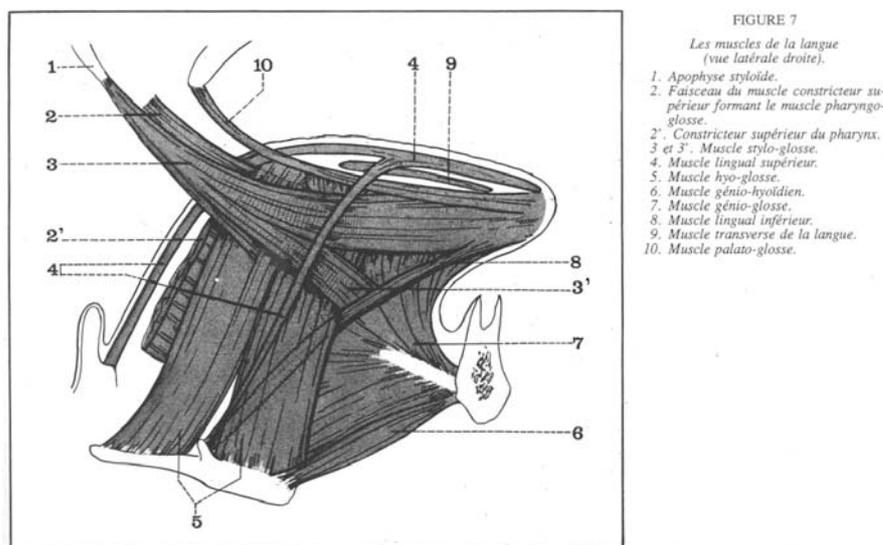


Figure 3-4 : Vue latérale de la musculature de la langue, partiellement représentée dans le plan medio sagittal (d'après Bouchet et al., 1991)

La langue est constituée de 9 muscles que l'on peut diviser en deux grandes catégories : les muscles extrinsèques dont au moins une des extrémités est fixée sur une structure osseuse et les muscles intrinsèques sans insertion osseuse :

- 5 muscles extrinsèques :

Génioglosse, Styloglosse, Géniohyoïde, Mylohyoïde, Hyoglosse

- 4 muscles intrinsèques :

Superior Longitudinalis, Inferior Longitudinalis, Verticalis, Transversalis

Pour chaque muscle, nous présenterons alors leurs caractéristiques générales et la manière avec laquelle ils ont été implantés dans le modèle.

3.4.1 Génioglosse

Le génioglosse est le plus grand muscle de la langue. C'est un muscle triangulaire s'étendant dans la direction sagittale dans la partie centrale de la langue. A l'avant, il s'insère à la base de la face intérieure de la mandibule et s'étend en éventail dans l'intégralité de la langue, depuis la partie pharyngale jusqu'à la partie apicale. Ses fibres, sont orientées d'avant en arrière et croisent en leur extrémité antérieure le Verticalis et le Transversalis (deux muscles que nous décrirons plus loin).

FIGURE 3

Coupe sagittale schématique de la cavité buccale et du pharynx.

1. Cornet inférieur.
2. Apophyse palatine du maxillaire supérieur.
3. Pilier antérieur du voile du palais.
4. Muscle génio-glosse.
5. Mandibule.
6. Muscle génio-hyoïdien.
7. Os hyoïde.
8. Epiglotte.
16. Cavité pharyngée.
17. Pilier postérieur du voile.
18. Paroi pharyngée.
19. Axis.
20. Voile du palais.
21. Arc antérieur de l'atlas.
22. Amygdale pharyngée.
23. Sphénoïde.

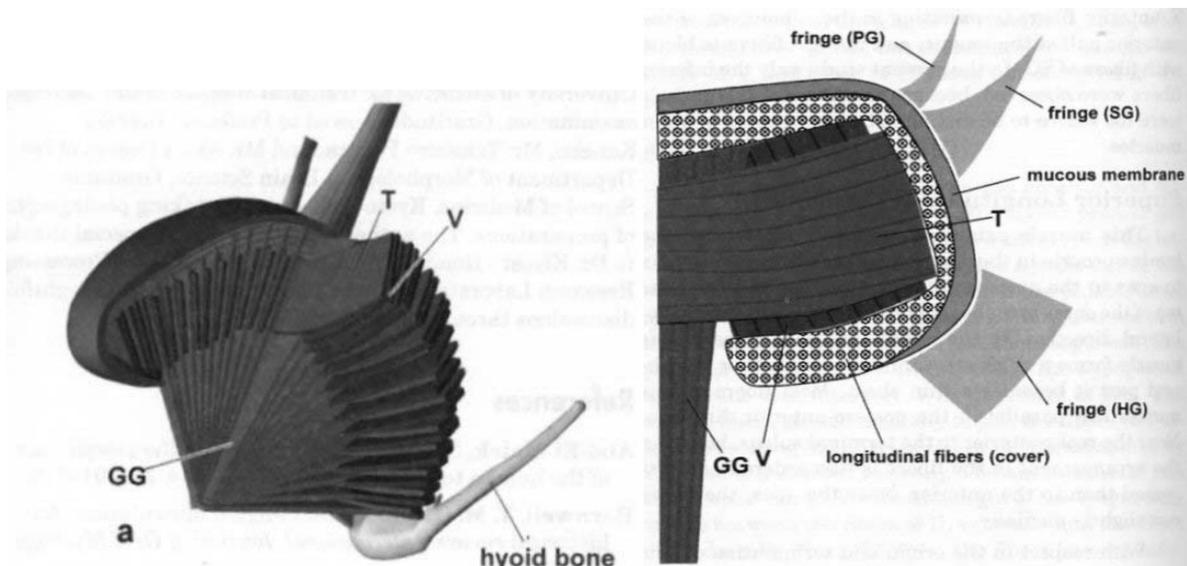
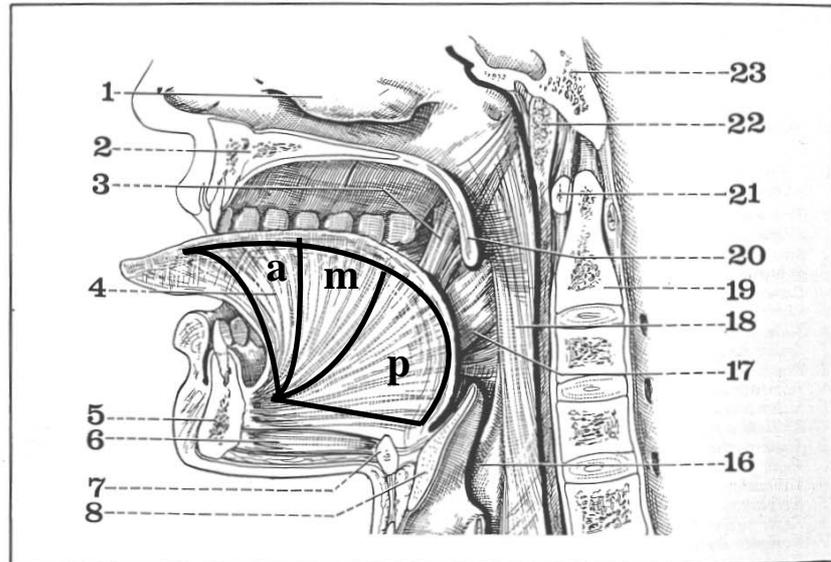


Figure 3-5 : Localisation des trois parties du Génio-glosse : Postérieur, Medium et Antérieur (en haut, d'après Bouchet et al.,1991), et localisation du Génio-glosse selon Takemoto (en bas, d'après Takemoto,2001)

Fonctionnellement, ce muscle provoque une action majeure sur la géométrie globale de la langue, son impact étant fortement dépendant de la localisation des fibres activées. Deux (Payan & Perrier, 1997) ou trois découpages de ce muscle (Dang, 2001) ont ainsi été proposés afin de rendre compte, d'un point de vue fonctionnel, des différentes zones d'activations. Honda et collègues ont ainsi proposé d'activer séparément le Génio-glosse Postérieur (Figure 3-5, zone p), le Génio-glosse Medium (Figure 3-5, zone m) et le Génio-glosse Antérieur (Figure 3-5, zone a). Les fibres de ces trois muscles se rejoignent au niveau des insertions sur la mandibule.

➤ Anatomie du Génio-glosse Postérieur

Muscle symétrique par rapport au plan medio sagittal, le génio-glosse postérieur représente à lui seul environ la moitié du corps de la langue. Ses bords inférieurs reposent sur la partie supérieure des ailes de l'os hyoïde. Ses fibres, insérées au niveau de la partie antérieure de la mandibule, remontent au fur et à mesure qu'elles s'approchent de la partie postérieure de la langue, pour se terminer juste sous les fibres du Superior Longitudinalis (décrit plus loin). Innervées par le grand hypoglosse XII, les fibres du Génio-glosse Postérieur se contractent d'arrière en avant, provoquant une compression de la partie pharyngale de la langue, ce qui induit une avancée de la masse linguale et une élévation du dos de la langue. Il est recruté pour tous les sons nécessitant une articulation à l'avant de la cavité buccale comme par exemple le son /i/ (Baer et al.,1989).

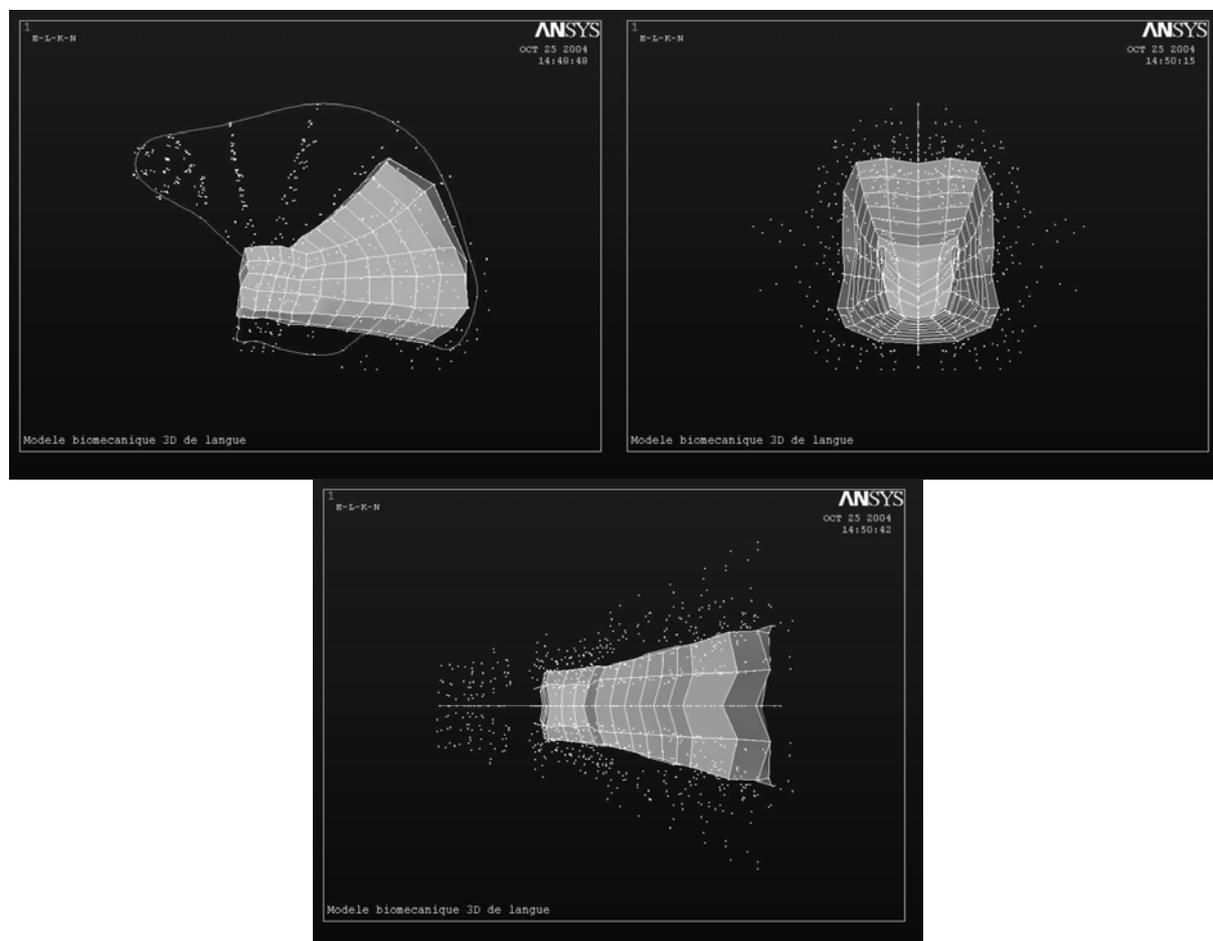


Figure 3-6 : Localisation du Génio-glosse Postérieur dans le modèle en vue sagittale¹ (en haut à gauche), en vue frontale (en haut à droite) et en vue de dessus (en bas)

¹Pour aider à la localisation du muscle (Cf. figure 3-6), sur la vue sagittale sont ajoutés le contour de la langue, reconstruit par une fonction spline, ainsi que les points du maillage.

➤ Implémentation du Génio-glosse Postérieur dans le modèle

L'extrémité mobile de ce muscle étant située immédiatement sous le Superior Longitudinalis, nous terminons ses fibres juste avant la dernière couche d'éléments. Dans la direction coronale, ses dimensions varient de 5mm au niveau des insertions mandibulaires à 25mm dans la région pharyngale. Dans le plan medio sagittal, sa taille horizontale maximale est d'environ 60mm et son épaisseur de 25mm.

➤ Anatomie du Génio-glosse Medium

Le GGm, situé immédiatement au dessus du GGp, a les mêmes dimensions que le GGp dans le plan transverse. Il s'étend également en éventail depuis ses insertions jusqu'au dos de la langue, où ses fibres sont plus verticales. Elles ont leur action de haut en bas et légèrement d'arrière en avant. L'activation de ce muscle provoque un abaissement du dos de la langue dans sa partie médiane.

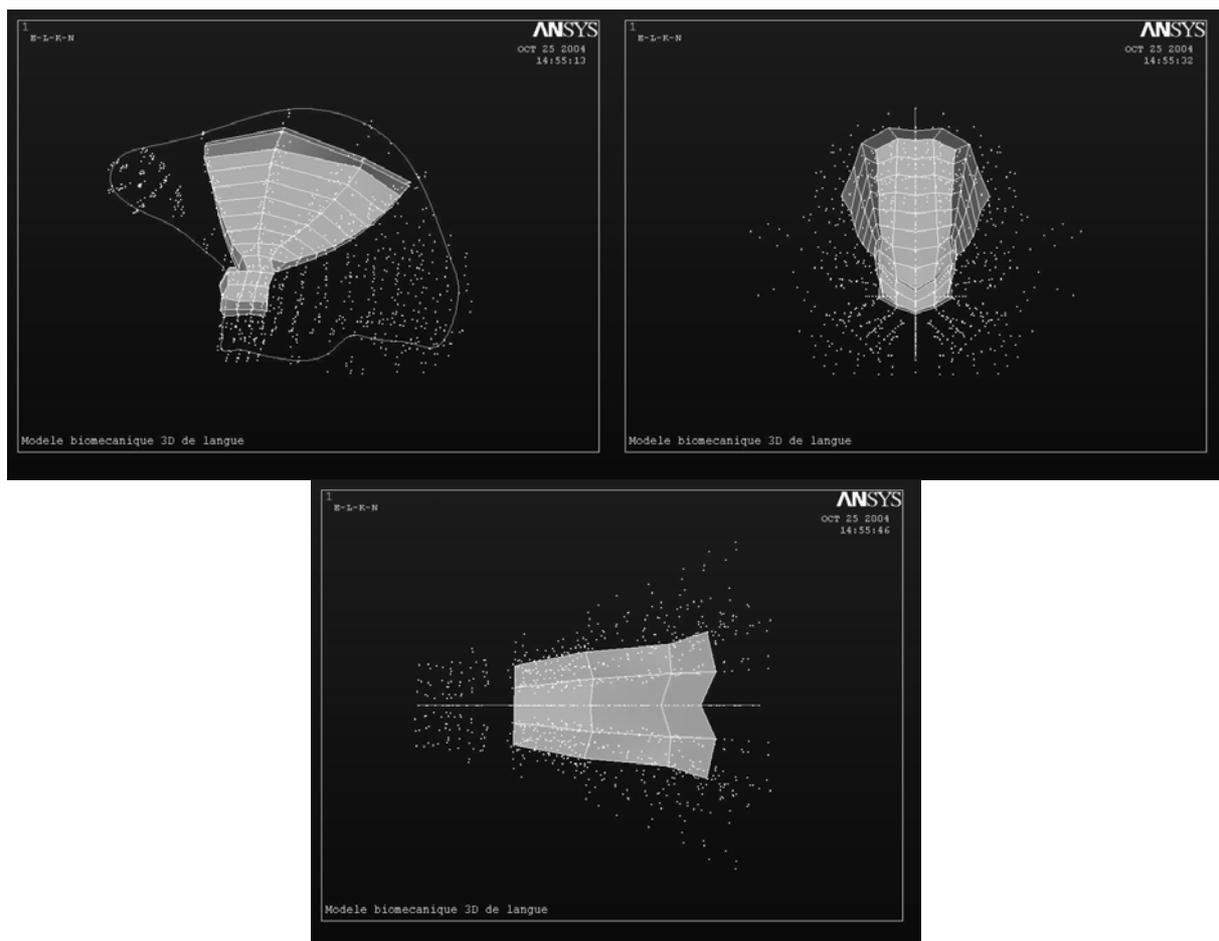


Figure 3-7 : Localisation du GGm dans le modèle en vue sagittale (en haut à gauche), en vue frontale (en haut à droite) et en vue de dessus (en bas)

➤ Implémentation du Génio-glosse Medium dans le modèle

Les insertions musculaires du GGm étant situées au même endroit que celles du GGp, ces deux muscles partagent les mêmes éléments au niveau de la mandibule. La séparation entre leurs fibres s'opère au niveau de la légère cassure des fibres du GGp, et les fibres du GGm remontent rapidement vers le dos de la langue, s'arrêtant également juste en dessous du Superior Longitudinalis. Notons que les éléments les plus postérieurs sont communs au GGm et au GGp.

➤ Anatomie du Génio-glosse Antérieur

Dans sa partie antérieure, les limites du genioglosse sont difficiles à définir. Dans une étude de la langue de fœtus, Langdon et al. (1978) ont repéré des fibres se terminant très près de l'apex. Cependant Doran et Bagget (1972) ainsi que Takemoto (2001) n'ont pas trouvé de trace de ces fibres. Selon Takemoto, les fibres les plus antérieures du Génio-glosse se terminent à 8mm de la pointe apicale. Ses fibres, majoritairement verticales, participent à l'abaissement de l'apex, et creusent la partie apicale de la langue au niveau du plan sagittal.

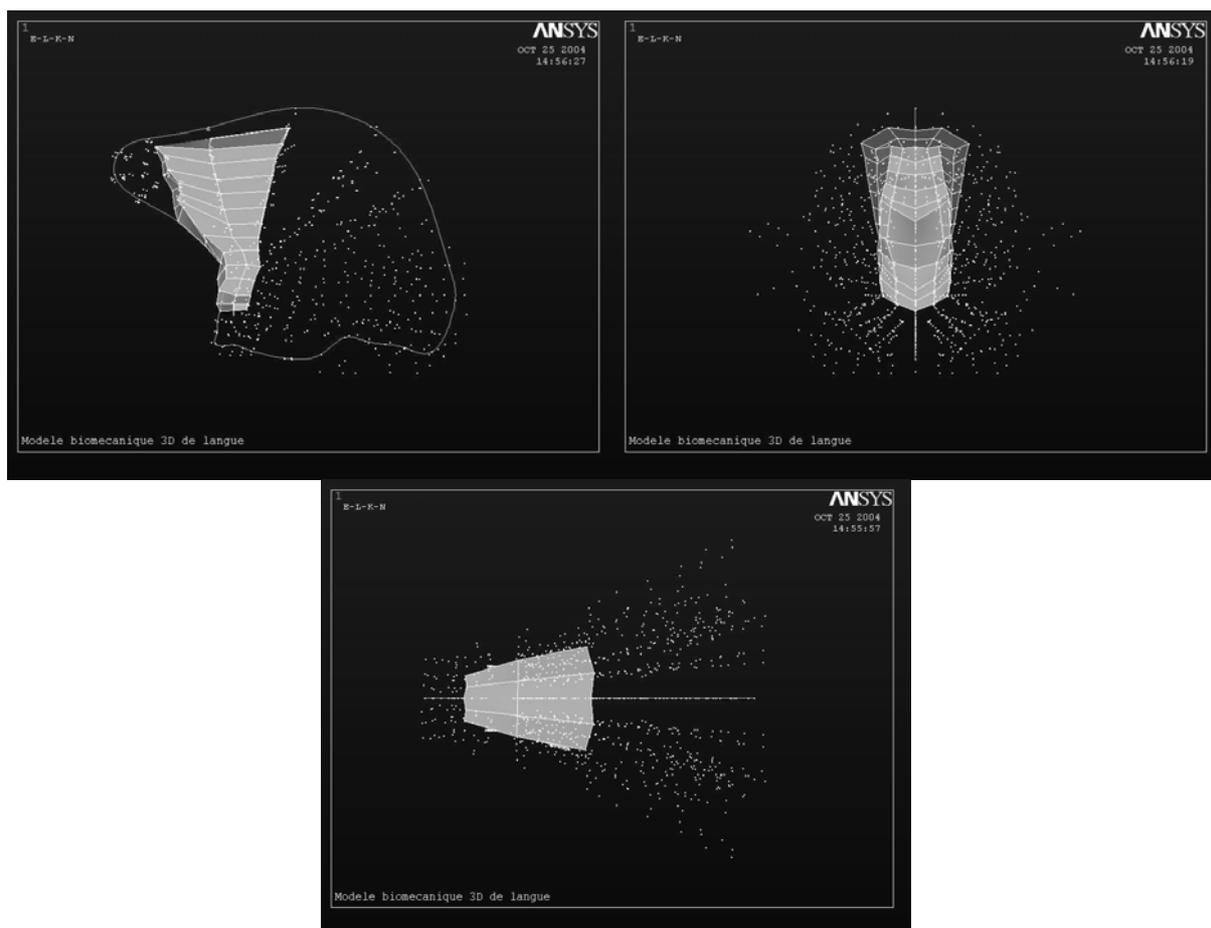


Figure 3-8 : Localisation du Génio-glosse Antérieure dans le modèle en vue sagittale (en haut à gauche), en vue frontale (en haut à droite) et en vue de dessus (en bas)

➤ Implémentation du Génio-glosse Antérieur dans le modèle

Sur cette base, la dimension horizontale dans le plan sagittal est de 24 mm, sa largeur dans le plan coronal varie de 5mm au niveau des insertions musculaires jusqu'à 18mm dans la région palatale. Les éléments les plus postérieurs sont communs au GGm.

3.4.2 Mylohyoïde (Mh)

➤ Anatomie du Mylohyoïde

L'anatomie du Mylohyoïde, considéré comme un élément du plancher de la bouche plus que de la langue proprement dite, n'a pas été étudiée par Miyawaki et Takemoto. Par conséquent, nous nous sommes basés sur l'ouvrage de Netter (1990). Ce muscle extrinsèque occupe l'intégralité du plancher de la bouche (Cf. figure 3-9, en haut) et a ses attaches au niveau de la mandibule, à l'avant et latéralement, et ses fibres convergent, d'avant en arrière, sur la partie antérieure de l'os hyoïde. Son activation permet la rigidification du plancher de la bouche, évitant ainsi l'abaissement de la partie avant inférieure de la langue lors de la contraction du GGp par exemple. Il permet aussi le positionnement antero-postérieur de la racine de la langue.

FIGURE 4
Le muscle mylo-hyoïdien.
Vue postéro-supérieure.

1. Tendon du temporal.
2. Ptérygoidien externe.
3. Ptérygoidien interne.
4. Os hyoïde.
5. Angle de la mâchoire.
6. Artère et nerf dentaires inférieurs.
7. Condyle mandibulaire.
8. Apophyse coronôide.
9. Mylo-hyoïdien.
10. Génio-glosse.
11. Muscle génio-hyoïdien.

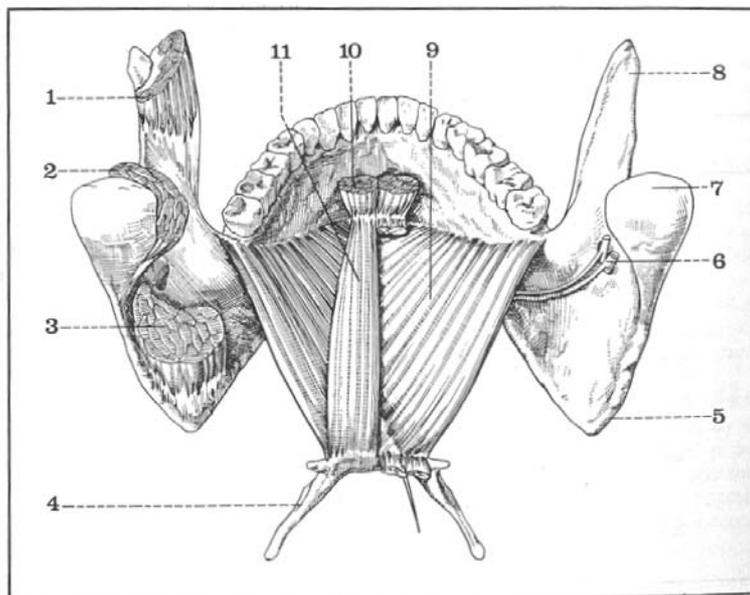


Figure 3-9 : *Vue postéro-supérieure, d'après Bouchet et al. 1991, du plancher de la bouche, avec le Mylohyoïde (repère 9) et la partie gauche du Géniohyoïde (repère 11)*

➤ Implémentation du Mylohyoïde dans le modèle

Dans le modèle, le mylohyoïde est formé des éléments englobant la partie inférieure de la langue, remontant jusqu'aux attaches osseuses le long de la mandibule dans la direction transverse. Dans le plan medio sagittal, il rejoint la partie antérieure de l'os hyoïde. Ce muscle fin est constitué d'une seule couche d'éléments.

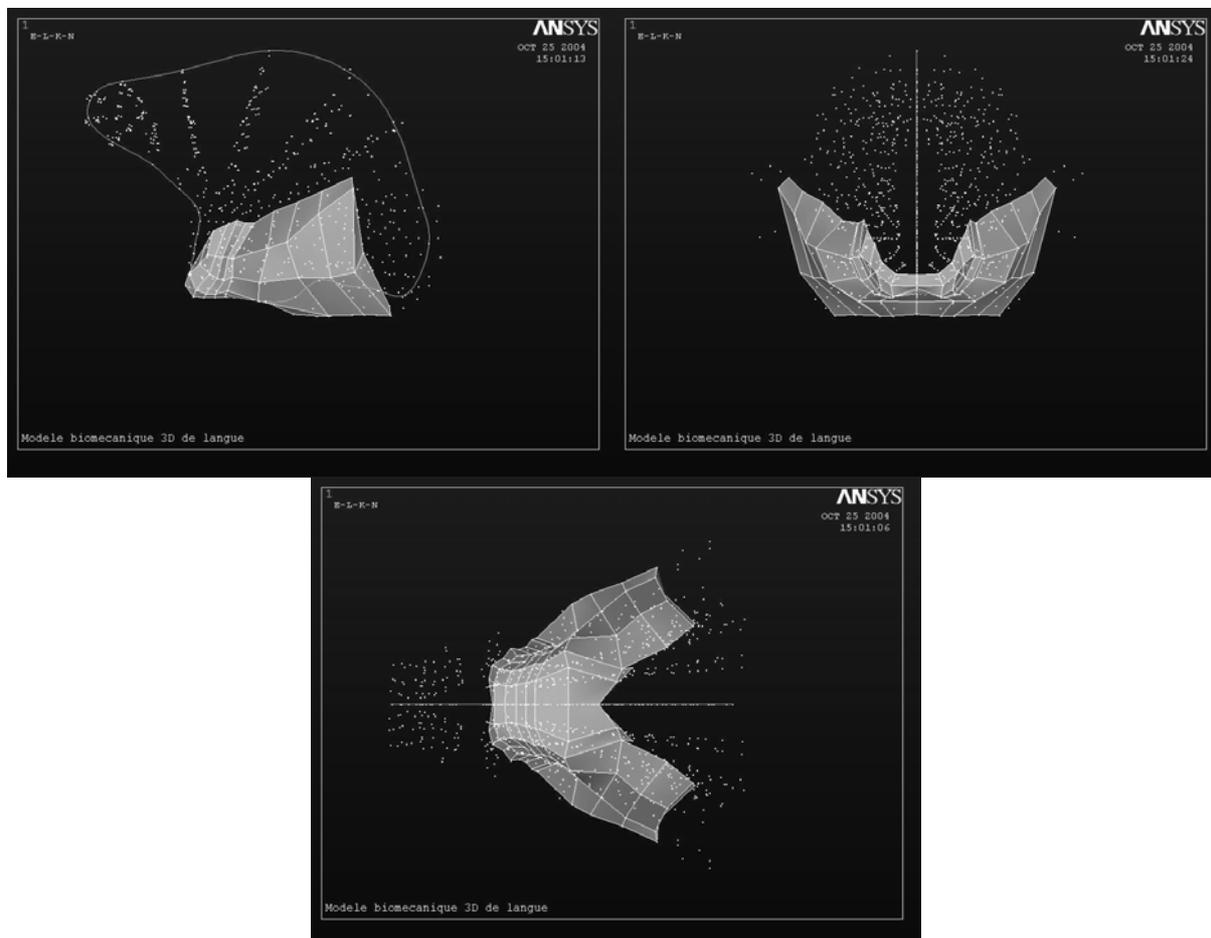


Figure 3-10 : Implémentation du Mylohyoïde dans le modèle en vue sagittale (en haut à gauche), en vue frontale (en haut à droite) et en vue de dessus (en bas)

3.4.3 Géniohyoïde (Gh)

➤ Anatomie du Géniohyoïde

Le géniohyoïde est un muscle parallélépipédique fin, situé au niveau du plancher de la bouche, aux fibres horizontales (Cf. Figure 3-10, où seule la moitié de ce muscle est représentée). C'est un muscle extrinsèque avec des insertions mandibulaires situées immédiatement sous celles du GGP, son autre extrémité étant fixée sur la partie antérieure de l'os hyoïde. Son activation participe, avec celle du Mylohyoïde, à la rigidification du plancher de la bouche lors par exemple de la contraction du GGp. Il participe également au positionnement antéro-postérieur de la racine de la langue.

➤ Implémentation du Géniohyoïde dans le modèle

Le Géniohyoïde, dont les fibres sont parallèles au plan medio sagittal, sera constitué des éléments compris entre la partie antérieure de l'os hyoïde et la base de la partie interne de la mandibule, avec une largeur constante. La forme des éléments permet de modéliser également une épaisseur légèrement supérieure dans la partie centrale du muscle, en comparaison aux zones d'insertions mandibulaires ou hyoïdiennes.

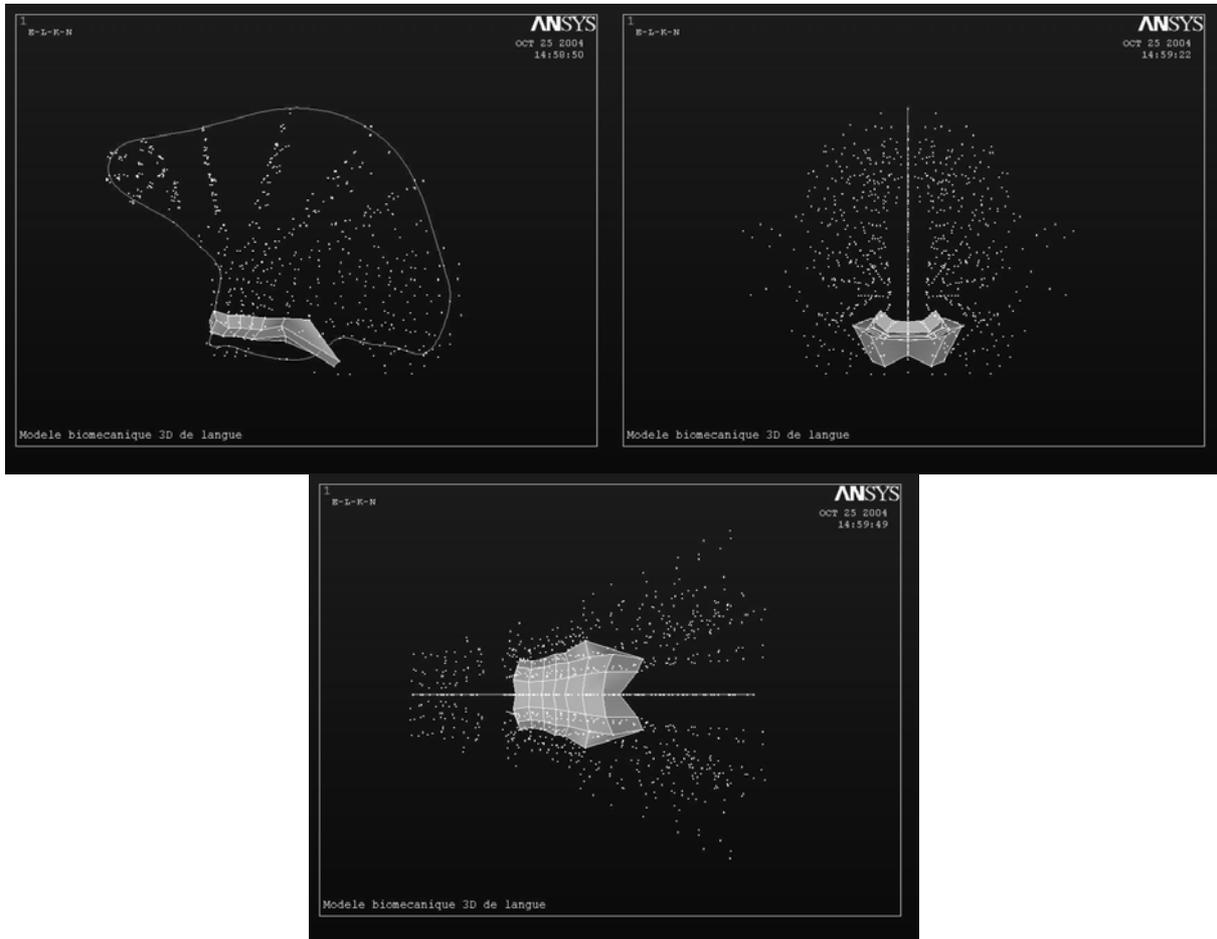


Figure 3-11 : Implémentation du Gh dans le modèle en vue sagittale (en haut à gauche), en vue frontale (en haut à droite) et en vue de dessus (en bas)

3.4.4 Superior Longitudinalis (SL)

➤ Anatomie du Superior Longitudinalis

Le Superior Longitudinalis (SL) couvre la surface de la langue, immédiatement sous la muqueuse. Les fibres s'insèrent clairement dans la région apicale, mais leur étendue vers l'arrière de la langue est encore un sujet de discussion. Selon Barnwell, Klueber and Langdon (1978), de nombreux auteurs ont pu observer, à l'arrière de la langue, des fibres dont l'origine serait située dans la partie postérieure de la langue. Miyawaki (1973) a observé une continuité de ces mêmes fibres depuis la partie apicale jusqu'à la partie pharyngale, assertion récemment

confirmée par Takemoto (2001). Ce dernier a également trouvé des fibres du SL entourant la partie apicale et palatale, immédiatement au dessus des insertions de l'Hyglosse.

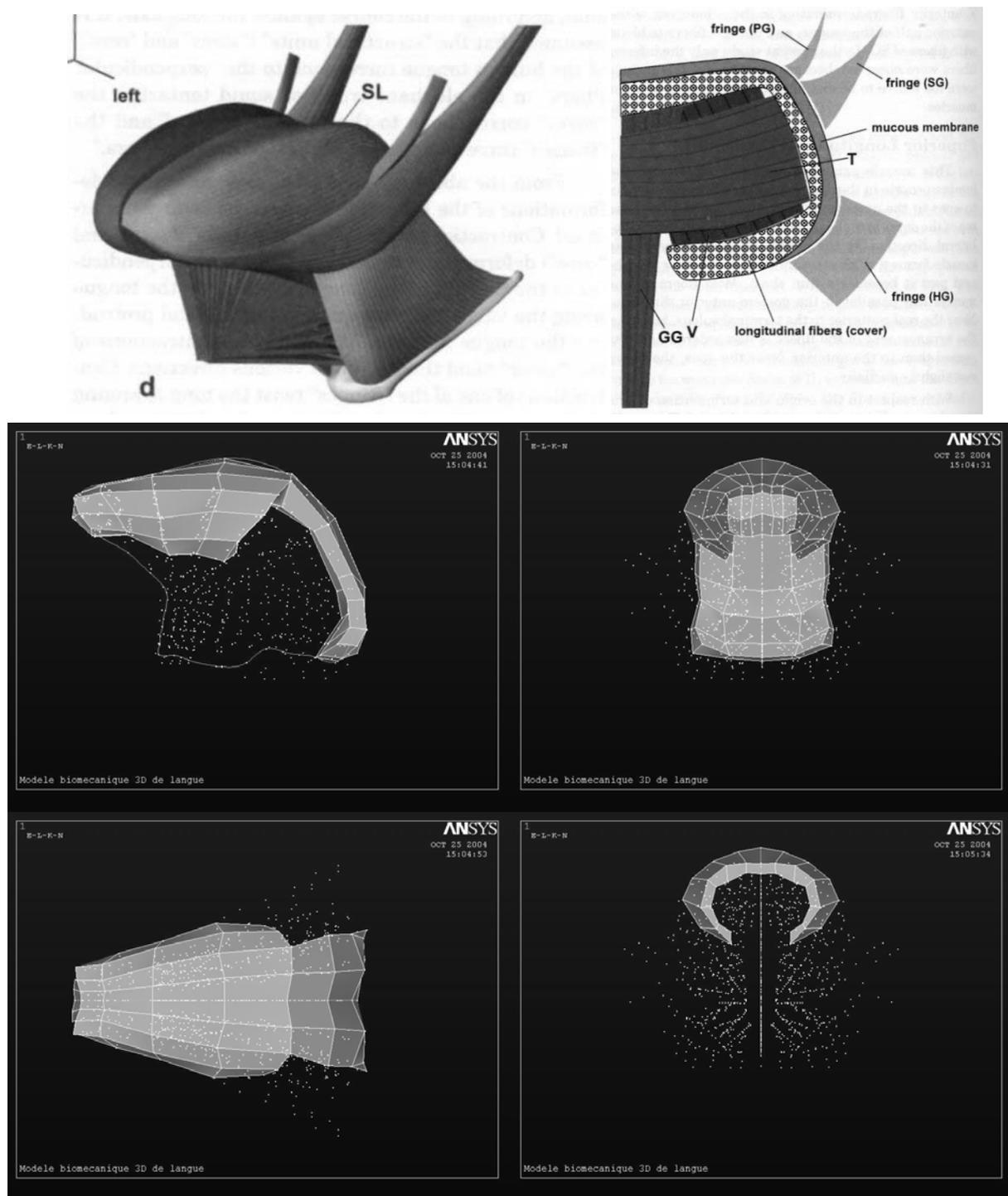


Figure 3-12 : Localisation su SL selon Takemoto,2001 en vue oblique (en haut à gauche) et en coupe transversale (en haut à droite) ; Implémentation du SL dans le modèle en vue sagittale (au milieu à gauche), en vue frontale (au milieu à droite), en vue de dessus (en bas à gauche) et en coupe axiale au niveau de la partie apicale (en bas à droite)

➤ Implémentation du Superior Longitudinalis dans le modèle

La figure 3-12 montre l'implémentation du Superior Longitudinalis dans le modèle, avec les fibres allant de la partie apicale à la partie postérieure de la langue. Le Superior Longitudinalis comporte tous les éléments de la surface de la langue, de la partie apicale à la partie pharyngale. Les éléments extérieurs de la partie apicale seront également intégrés, mais nous nous arrêterons deux éléments avant de rejoindre le plan medio sagittal sous l'apex, afin de respecter les observations de Takemoto (2001). Latéralement, le SL contiendra tous les éléments compris entre l'apex et les premiers éléments du Hyoglosse. On peut voir sur la figure 3-12 en bas à droite, que les fibres entourent la partie apicale

3.4.5 Hyoglosse (HG)

➤ Anatomie du Hyoglosse

L'Hyoglosse est un muscle comportant deux parties rectangulaires, situées de manière symétrique de part et d'autre du plan mediasagittal dans la partie postérieure de la langue. Ses fibres s'insèrent en partie sur l'os hyoïde sur toute la longueur des deux grandes cornes et remontent jusqu'à la surface, pour s'insérer à l'arrière entre les fibres du Styloglosse et de l'Inferior Longitudinalis. Ses fibres les plus antérieures s'incurvent petit à petit vers l'avant pour rejoindre sur les bords de la langue les fibres du Superior Longitudinalis. La figure 3-13 montre les insertions sur l'os hyoïde. La partie antérieure, c'est à dire du côté de la face, est située à droite. Lorsque l'os hyoïde est immobilisé, l'activation du Hyoglosse provoque un abaissement de la partie arrière de la langue, accompagné d'un léger mouvement de l'apex vers l'arrière. Ce mouvement est typique de la production de la voyelle /a/.

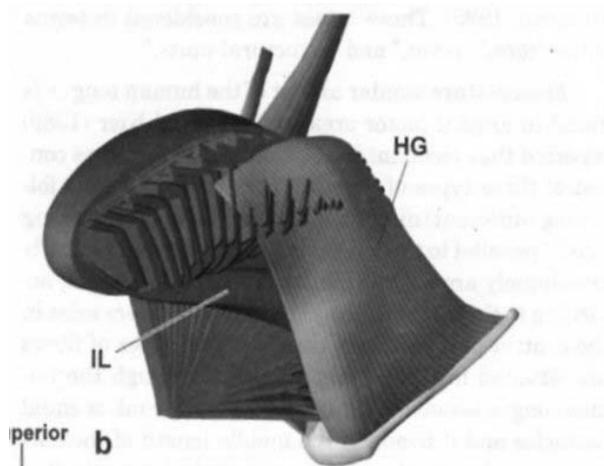


Figure 3-13 : Localisation du Hyoglosse en vue oblique (d'après Takemoto,2001)

➤ Implémentation du Hyoglosse dans le modèle

Le Hyoglosse sera constitué d'une seule couche d'éléments, de 7mm d'épaisseur en moyenne. Dans le maillage générique, seuls les éléments de la langue sont présents, et l'os hyoïde n'est pas encore inclus dans le modèle. On peut pourtant repérer les éléments correspondant aux insertions du Hyoglosse, car il est possible de retrouver une bonne approximation de la position de l'os hyoïde en regardant la forme du plancher de la bouche, en vue de dessous dans notre modèle. Alors, on sélectionne tous les éléments, par continuité, jusqu'à rencontrer les fibres du Superior Longitudinalis.

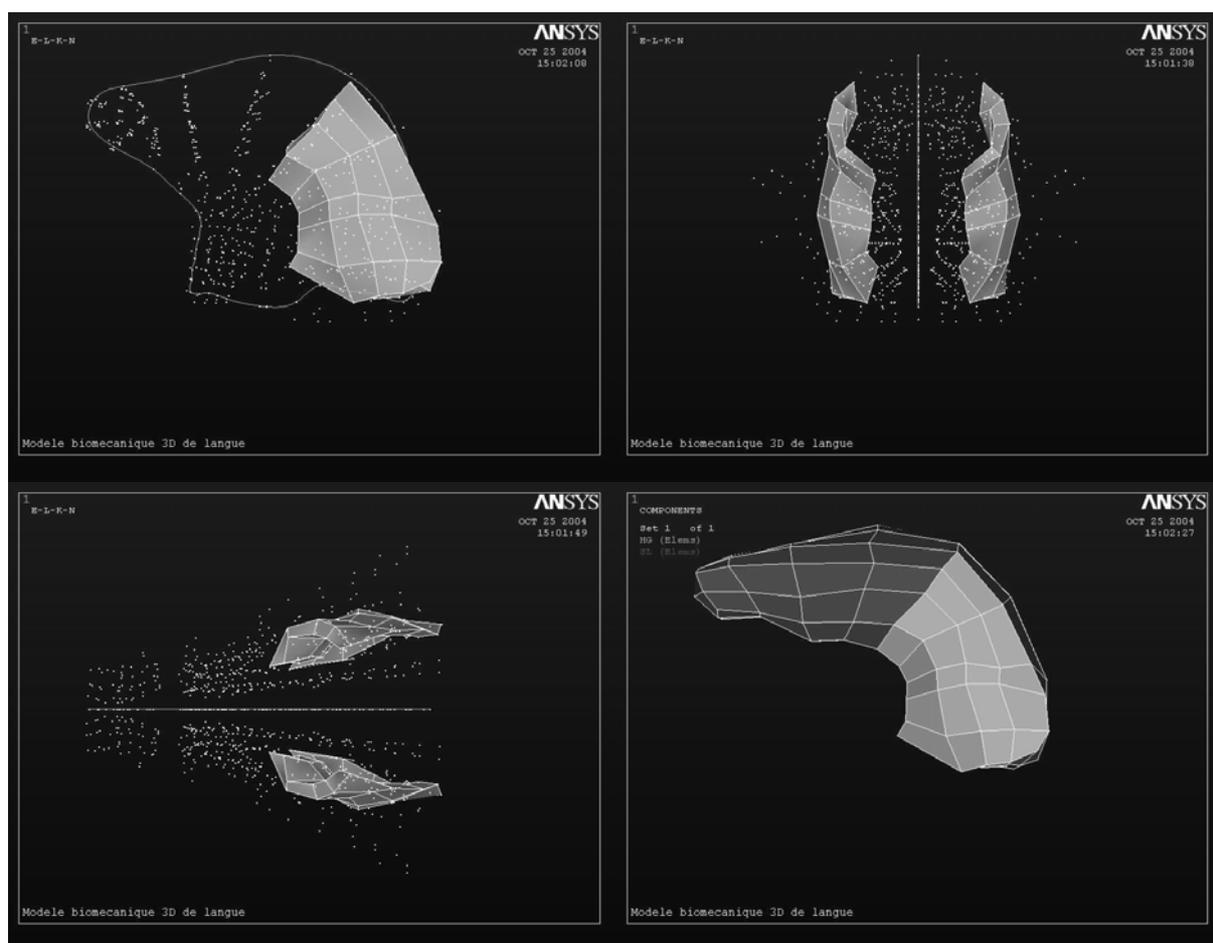


Figure 3-14 : Implémentation du HG dans le modèle en vue latérale (en haut à gauche), en vue frontale (en haut à droite) et en vue de dessus (en bas à gauche), et position relative du Hyoglosse et du Superior Longitudinalis (en bas à droite)

3.4.6 Styloglosse (Sty)

➤ Anatomie du Styloglosse

Le Styloglosse est un muscle long qui s'insère dans la partie inférieure de l'apophyse styloïde et dans la langue dans sa partie inférieure en se divisant en trois groupes

de fibres. Un premier groupe de fibres fines longe les bords extérieurs de la langue depuis la partie postérieure jusqu'à l'apex, se mêlant aux fibres du hyoglosse et de l'Inferior Longitudinalis. Un second faisceau pénètre à l'intérieur de la langue, les deux parties symétriques de ce faisceau se rejoignant au niveau du plan mediosagittal dans le corps de la langue. Enfin, un dernier faisceau de fibres longe verticalement les fibres du hyoglosse pour rejoindre la base de la langue. Tous les faisceaux de fibres s'affinent en s'approchant de leur extrémité non osseuse. Fonctionnellement, l'activation du Styloglosse provoque une élévation et un recul de la partie centrale de la langue, mouvement antagoniste du Hyoglosse. Pour des raisons de simplification, nous avons décidé de ne modéliser que les deux premiers faisceaux de fibres, le troisième faisceau ayant une influence moins importante sur la forme de la langue.

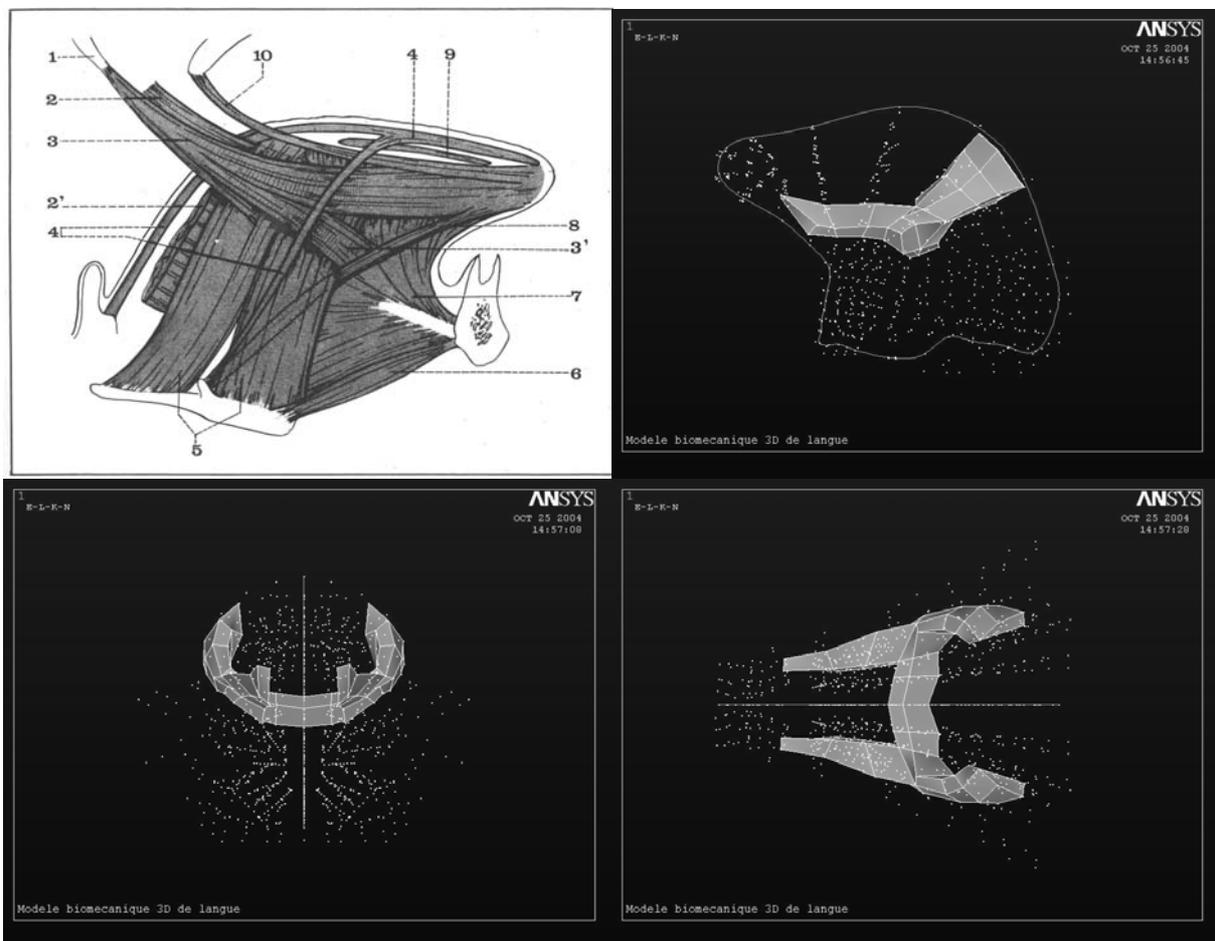


Figure 3-15 : Localisation du Styloglosse en vue latérale (en haut à gauche, index 2, d'après Bouchet et al., 1991) ; Implémentation du Styloglosse dans le modèle en vue latérale (en haut à droite), en vue frontale (en bas à gauche) et en vue de dessus (en bas à gauche)

➤ Implémentation du Styloglosse dans le modèle

Nous ne conservons dans le modèle que les parties des fibres appartenant au corps de la langue, l'insertion à l'apophyse styloïde sera prise en compte ultérieurement grâce au modèle d'application de forces. Le premier élément appartenant au Styloglosse se situe à l'arrière de la langue, juste au dessus du Hyoglosse, et ensuite, par continuité, nous sélectionnons les éléments jusqu'à l'apex. Puis, dans la zone où les fibres du hyoglosse rencontrent les fibres du superior longitudinalis, nous modélisons le deuxième faisceau de fibres en sélectionnant un ensemble d'éléments rentrant à l'intérieur du corps de la langue (Cf. figure 3-15)

3.4.7 Transversalis (Trans)

➤ Anatomie du Transversalis

La plupart des muscles linguaux ont des directions de fibres parallèles au plan medio sagittal. Cependant, il existe des fibres musculaires dont la direction est orthogonale au plan medio sagittal. Elles constituent le muscle Transversalis. Selon Takemoto (2001), on retrouve cet ensemble de fibres sur l'intégralité de la longueur de la langue, immédiatement sous le Superior Longitudinalis, depuis l'apex jusqu'à la base postérieure de la langue. Les fibres s'insèrent dans la muqueuse des bords de la langue, et sont légèrement incurvées vers le bas au niveau du plan medio sagittal, avant de remonter à l'approche des bords. La figure 3-16, en haut, montre les zones où Takemoto a trouvé les fibres du Transversalis.

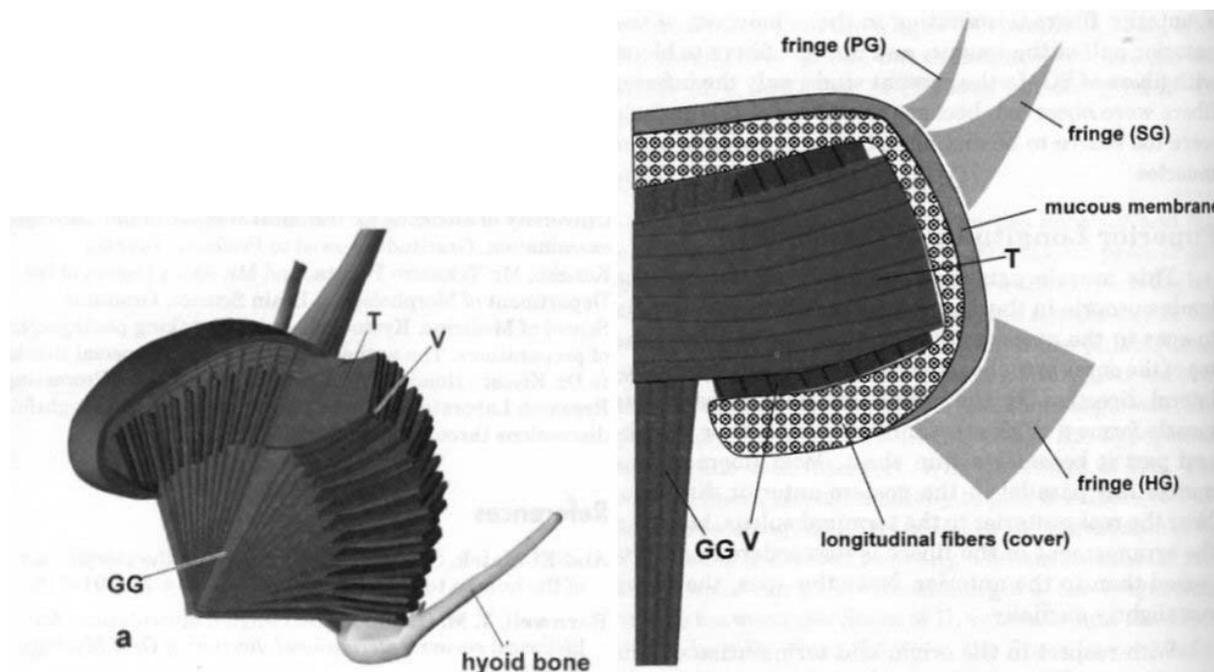


Figure 3-16 : Localisation du Transversalis ,d'après Takemoto 2001, en coupe transversale latérale (à droite), en vue oblique (à gauche)

➤ Implémentation du Transversalis dans le modèle

Ce muscle a été implémenté sur toute la longueur et toute la largeur de la langue, situé immédiatement sous les éléments du Superior Longitudinalis, sur une épaisseur moyenne de 1.8cm. Latéralement, ses fibres s'arrêtent au niveau du superior longitudinalis dans la partie apicale et au niveau du hyoglosse dans la partie postérieure.

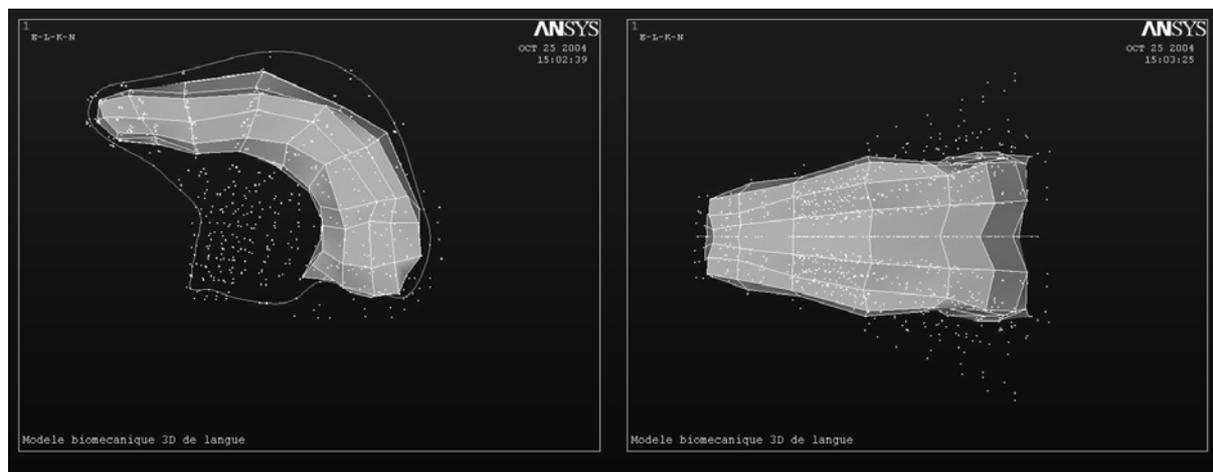


Figure 3-17 : Implémentation du Transversalis en vue latérale (à gauche) et en vue de dessus (à droite)

3.4.8 Verticalis (Vert)

➤ Anatomie du Verticalis

Le verticalis est un ensemble de fibres verticales, très courtes, séparées en deux grandes parties symétriques par rapport au plan medio sagittal. Dans la partie antérieure de la langue, le verticalis est situé entre le superior longitudinalis et l'inferior longitudinalis, croisant les fibres du transversalis, située au même endroit (Takemoto, 2001). Cependant, si les fibres du transversalis sont présentes sur l'intégralité de la largeur de la langue, on ne trouve pas de fibres du verticalis au niveau du plan medio sagittal. La figure 3-18, en haut, présente la répartition du verticalis en vue latérale (à gauche) et en vue de dessus (à droite)

➤ Implémentation du Verticalis dans le modèle

Le verticalis est composé de l'ensemble des éléments du transversalis, auxquels nous avons retiré une couche d'éléments de part et d'autre du plan medio sagittal.

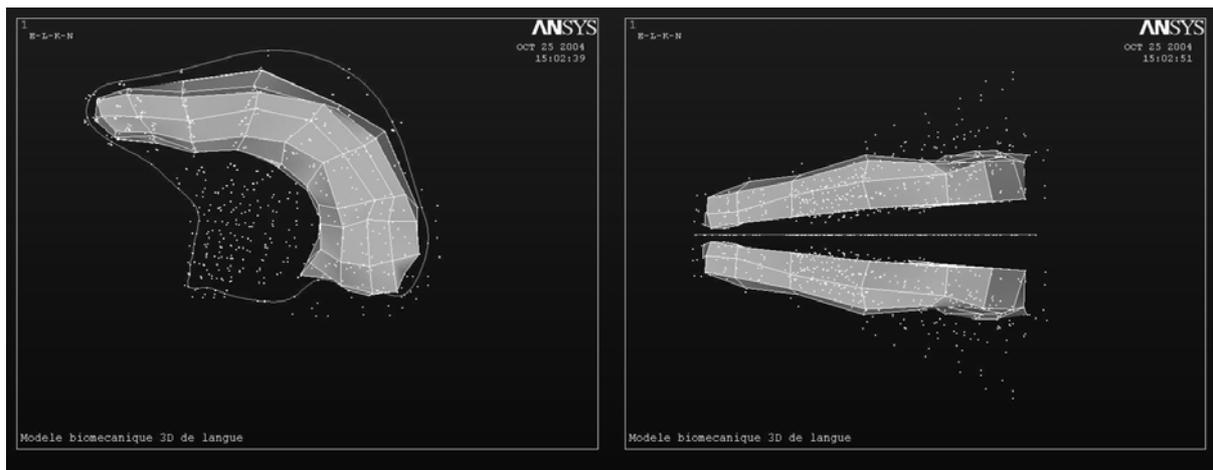


Figure 3-18 : Implémentation du Verticalis en vue latérale (à gauche) et en vue de dessus (à droite)

3.4.9 Inferior Longitudinalis (IL)

➤ Anatomie de l’Inferior Longitudinalis

Ce muscle intrinsèque fin voit ses fibres courir d’avant en arrière, depuis la partie inférieure de l’apex, jusque dans le corps de la langue (Takemoto, 2001). Ses fibres s’épaississent au fur et à mesure qu’elles s’éloignent de l’apex. En forme de lame et situé sous le verticalis et le transversalis dans la partie apicale, il se sépare en deux parties au milieu de la langue, formant deux plans qui s’orientent progressivement parallèlement au plan medio sagittal, s’insérant entre le génioglosse et l’hyoglosse, lorsque les fibres rejoignent la partie postérieure de la langue.

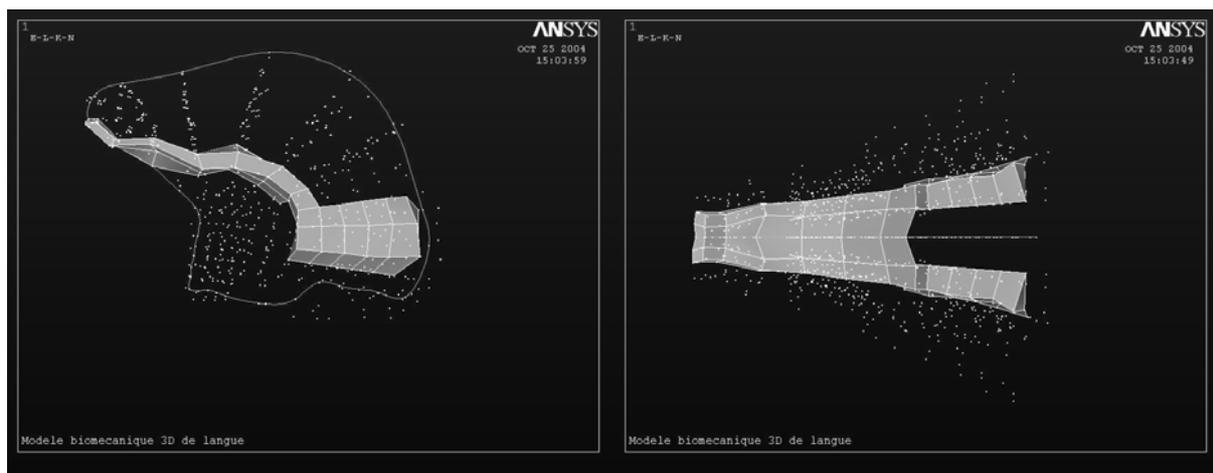


Figure 3-19 : Implémentation de l’Inferior Longitudinalis dans le modèle en vue latérale (à gauche), et en vue de dessus (à droite)

➤ Implémentation de l'Inferior Longitudinalis

Les 4 premiers éléments de l'Inferior Longitudinalis sont contigus aux derniers éléments du Superior Longitudinalis, dans la partie apicale, de part et d'autre du plan medio sagittal. Ensuite, par continuité, le muscle se développe en direction du corps de la langue, sur 4.5 cm (figure 3-19).

3.4.10 Autres Muscles

Il existe également des muscles liant la langue aux autres structures de la cavité buccale, telles que le velum ou le pharynx. Leur impact sur la forme de la langue durant les tâches de parole étant faible et pas clairement établi et dans un souci de simplification, ces muscles ne seront pas intégrés au modèle, seule la langue étant mobile pour l'instant.

Chapitre 4 : Adaptation du maillage à un locuteur de référence

Le maillage générique a été créé à partir des données du Visible Human Project, correspondant, rappelons le, à des coupes histologiques sur un cadavre humain congelé. Afin d'obtenir une géométrie plus conforme à un locuteur humain vivant, et dans l'objectif de comparer les simulations obtenues grâce au modèle avec des données sur la production de parole, nous avons choisi d'adapter le maillage générique à la géométrie linguale d'un locuteur de référence, PB, sur lequel de nombreuses données articulatoires ont été collectées ces dernières années à l'ICP.

4.1 Structures du conduit vocal externes à la langue

Les structures du conduit vocal externes à la langue sont soit osseuses (mandibule, palais dur, os hyoïde), soit molles (muqueuses et/ou muscles, velum, parois pharyngées). Nous avons décidé de construire le conduit vocal, afin de pouvoir comparer les données simulées par notre modèle aux données articulatoires obtenues par IRM.

4.1.1 Mâchoire et os hyoïde

a. Données initiales et pré traitement

Le point de départ est une pile d'images scanners à rayons X permettant une localisation précise des structures osseuses de notre locuteur (Cf. figure 4-1). Ces images sont dans le plan coronal et espacées de 1.3mm, avec une résolution de 0.49mm par pixel dans les deux directions principales du plan. A partir de cette localisation dans chaque plan, il est possible, grâce à des logiciels appropriés, de reconstruire la géométrie tridimensionnelle des structures osseuses. Dans la suite de cette partie, comme le travail effectué sur l'os hyoïde est le même que pour la mandibule, nous illustrerons uniquement la reconstruction de la mandibule.

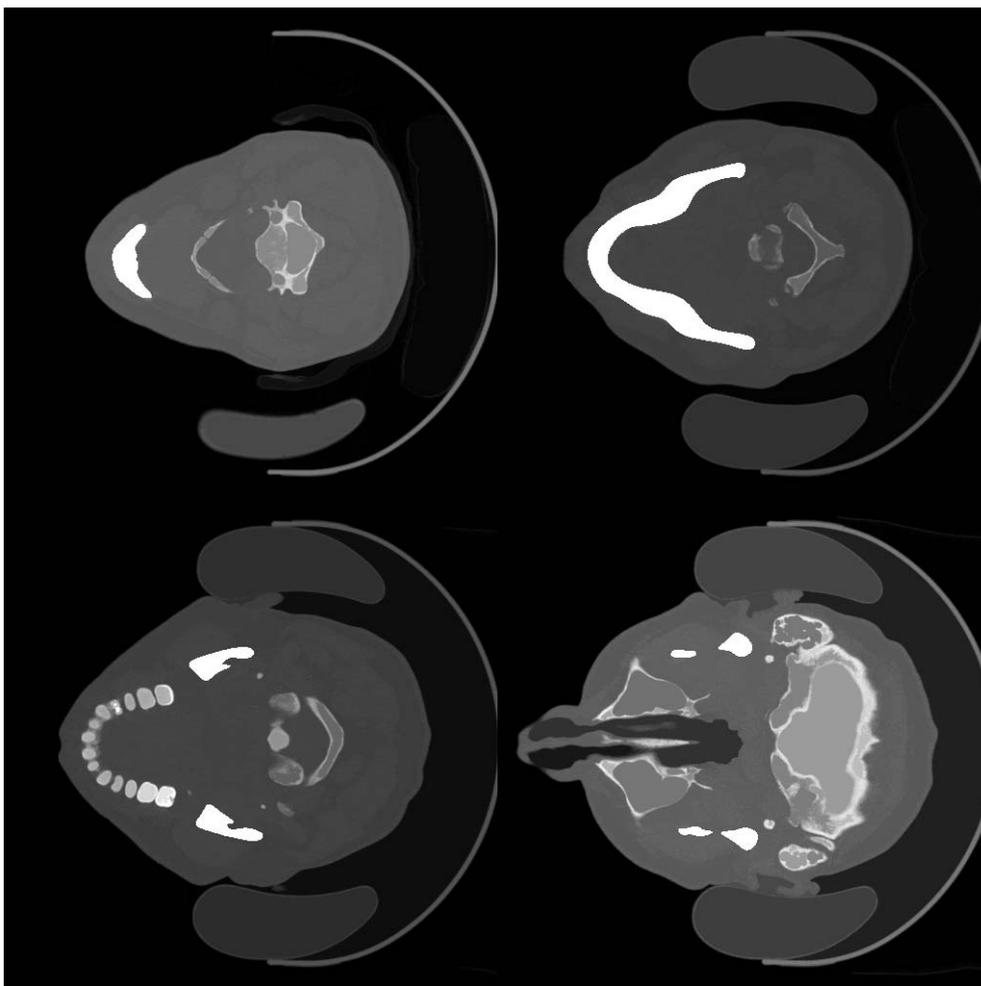


Figure 4-1 : Données CT_scan segmentées manuellement, la mandibule en blanc (base de la mandibule en haut à gauche, milieu de la mandibule en haut à droite, juste au dessus des dents supérieures en bas à gauche et au niveau du condyle en bas à droite)

Une première étape est donc la segmentation des images, afin de repérer la position de la mandibule dans chacune des coupes. La segmentation a été effectuée manuellement¹. Nous obtenons alors le type d'images présentées figure 4-1 où la mandibule apparaît en blanc. Cet ensemble d'images segmentées planes sera alors traité par le logiciel AnalyseTM pour reconstruire la structure 3D.

b. Maillage surfacique de la mâchoire et de l'os hyoïde

La reconstruction du maillage 3D se fait en trois étapes :

- Définition des contours à partir des images segmentées
- Empilement des images pour définir une surface 3D
- Maillage de la surface

¹ Remerciements à Pierre Badin et ses deux stagiaires G. Rougier et P. Philippe qui nous ont transmis les résultats de cette analyse

Pour générer les contours de la structure osseuse à partir des images segmentées, AnalyseTM procède de la manière suivante. L'utilisateur positionne une « graine » à l'intérieur de chaque zone segmentée, et le logiciel fait croître cette graine sur toute la zone de niveaux de gris maximal (blanc). Il définit parfaitement les contours de la structure osseuse. Une fois l'ensemble des contours définis, le logiciel est capable de reconstruire une surface fermée décrivant une structure 3D, passant par tous les contours et interpolée entre les plans dans la direction verticale. Nous devons enfin mailler cette surface. Puisqu'elle décrit une structure 3D, deux choix s'offrent à nous : un maillage surfacique ou un maillage volumique. Dans l'utilisation de notre modèle, la mandibule sera dans un premier temps fixe, et puis nous envisagerons de la rendre mobile. En tant que structure osseuse, elle sera soumise, à des déformations extrêmement faibles, et nous la considérerons donc comme un solide en translation et en rotation. Elle devra avoir une masse, car notre modèle prend en compte la gravité. Le logiciel ANSYSTM, utilisé pour le calcul des simulations, a des éléments surfaciques pour lequel il est possible de définir une masse équivalente. La mandibule étant non déformable, un maillage volumique, n'apporterait donc aucun avantage particulier, alors qu'il augmenterait sensiblement le temps de calcul. C'est pourquoi, nous avons décidé de mailler notre structure 3D, uniquement en surface, avec des éléments triangulaires, à l'aide de la méthode des « Marching Cubes ». Nous obtenons alors un maillage surfacique de la mâchoire, à environ 15000 éléments (Cf. Figure 4-2):

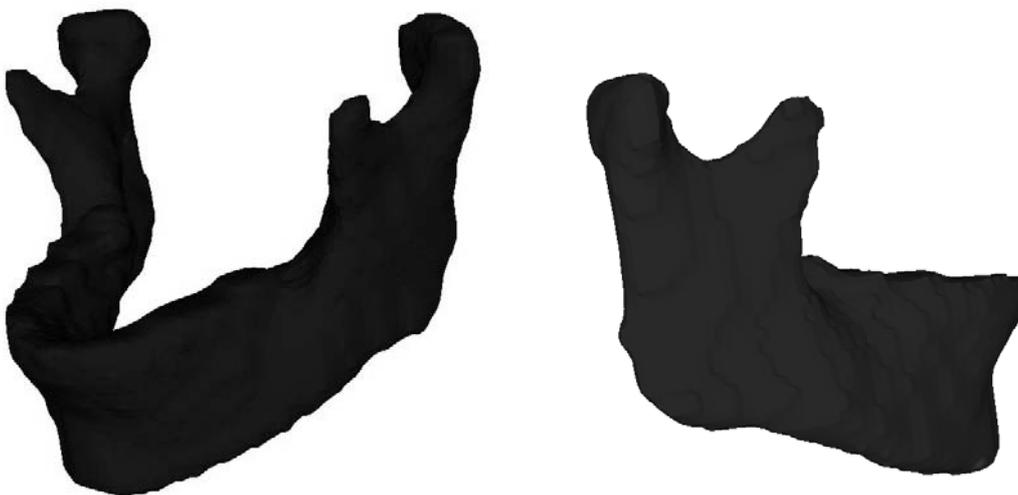


Figure 4-2 : Maillage de la mandibule obtenu après reconstruction, en vue oblique (à gauche) et en vue latérale (à droite)

La figure 4-3 présente le maillage obtenu pour l'os hyoïde :

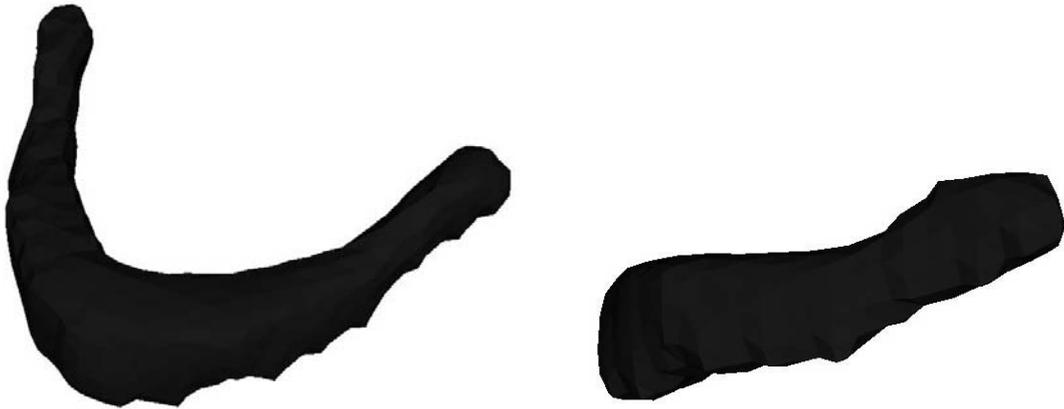


Figure 4-3 : Maillage de l'os hyoïde obtenu après reconstruction, en vue oblique (à gauche) et en vue latérale (à droite)

c. Sous-échantillonnage des maillages surfaciques

Les maillages fins avec un grand nombre d'éléments permettent de décrire avec une grande précision la géométrie étudiée. Cependant, dans la méthode des éléments finis, le temps de calcul des simulations augmente avec le nombre d'éléments. De plus, en ce qui concerne la mandibule, une partie de son maillage sera défini comme surface de contact avec la langue, et l'intégration de ces éléments accroît encore les temps de calcul. C'est pourquoi nous avons décidé de réduire le nombre d'éléments, tout en conservant les détails de la géométrie dans les zones utiles aux simulations. De ce point de vue, la partie la plus importante de la mandibule est la zone interne antérieure qui sera en contact avec la langue pour les articulations antérieures. A l'opposé, la géométrie fine des dents ainsi que celle du condyle ne sont pas cruciales lors des simulations.

Pour redéfinir ainsi la géométrie, nous repartons du premier maillage obtenu, dont nous conservons uniquement les points. Cet ensemble est divisé en coupes régulièrement espacées de 1mm. Dans chacune de ces coupes, nous conservons l'ensemble des points dans les zones où nous avons besoin d'une description précise, tandis que dans le reste de la géométrie, le nombre de points est réduit (Cf. Figure 4-5). Une fois la sélection des points faite, nous définissons une fonction spline, pour chaque coupe, passant par tous ces points. Ensuite, l'ensemble des contours ainsi obtenus est empilé et nous définissons une surface passant par tous ces contours, que nous remaillons avec des éléments plus gros que dans le maillage initial. Tout ce processus est effectué à l'aide du logiciel ANSYSTM.

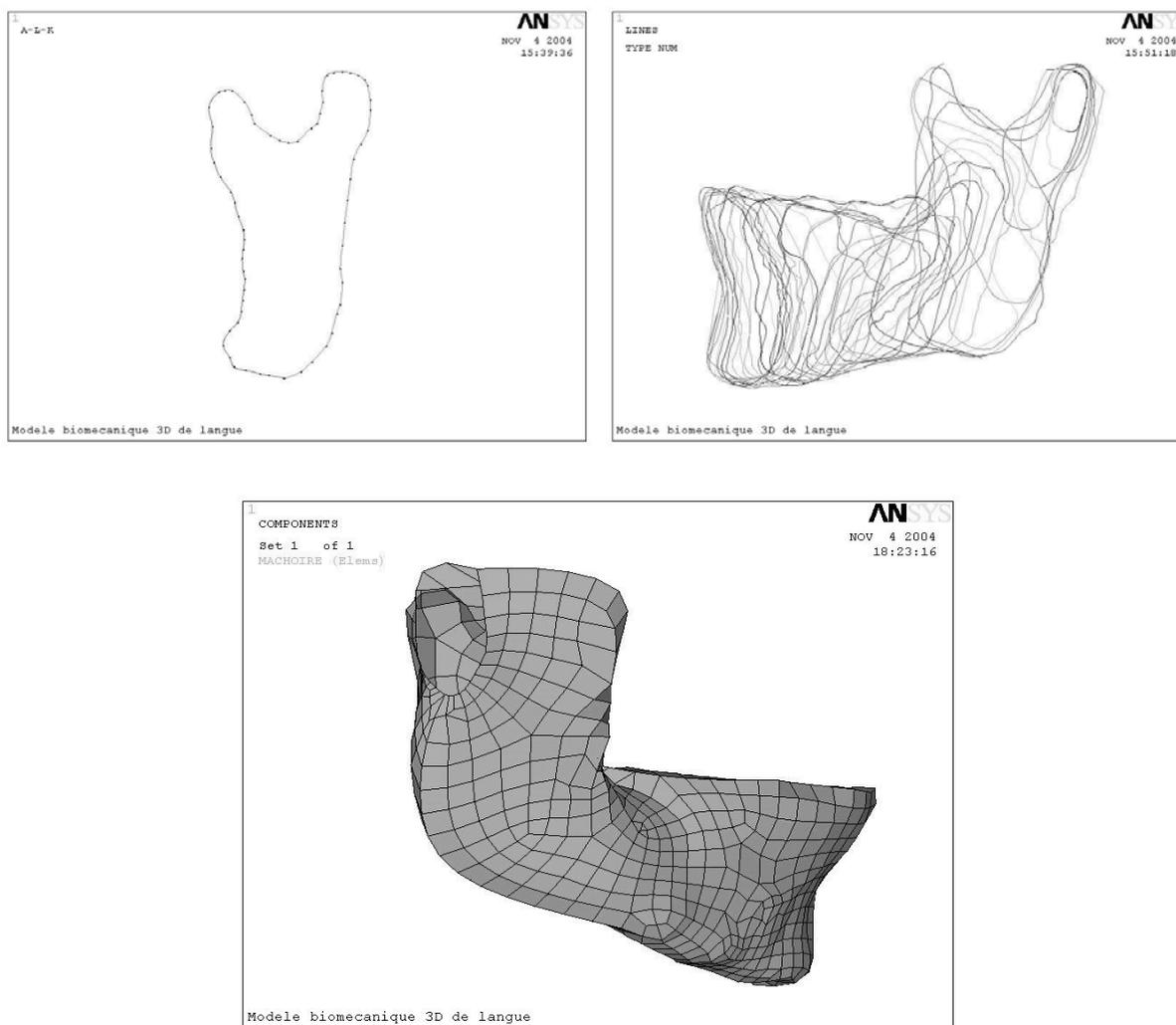


Figure 4-4 : Fonction spline définie pour la coupe courante (en haut à droite), ensemble des splines de la mandibule (en bas à gauche) et maillage surfacique final de la mâchoire (en bas à droite)

Le maillage final obtenu est composé d'éléments parallélépipédiques, et nous pouvons noter la simplification de la géométrie, au niveau des dents et du condyle. Le maillage initial de l'os hyoïde ayant beaucoup moins d'éléments que la mandibule, nous ne l'avons pas modifié. Au final, nous obtenons un maillage de la mandibule avec environ 1500 éléments au lieu de 15000, avec 400 éléments qui seront définis en éléments de contact (au lieu de 4000 si nous avions conservé le maillage initial).

4.1.2 Palais dur

Le palais dur est la partie osseuse de la voûte palatine commençant au niveau des incisives supérieures et se terminant au niveau de l'insertion du voile du palais et s'étendant sur toute la largeur de la bouche à l'intérieur de l'arc dentaire.

Dans notre modèle, cette partie complètement rigide sera fixe et non déformable. Le maillage du palais a été construit à partir d'un moulage fait sur le locuteur PB, qui a été digitalisé à l'aide d'un scanner 3D (Cf. Figure 4-6). Nous obtenons finalement un ensemble de 140000 points et 282000 éléments.



Figure 4-5 : Représentation digitale 3D du palais en vue de dessous (à gauche) et en vue latérale (à droite)

Pour notre modélisation, seule la partie interne de ce moulage, incluant la voûte palatine et l'intérieur de l'arc dentaire, est utile. C'est donc exclusivement sur cette partie que nous avons procédé à un maillage. Cependant, comme pour la mandibule, le nombre d'éléments obtenus par une méthode automatique est trop important pour intégrer le maillage directement dans notre modèle. C'est pourquoi, nous avons remaillé le palais en utilisant la même méthode que pour la mandibule, réduisant ainsi le nombre d'éléments de 140000 à 800 éléments, en prenant soin de conserver intacte la forme globale de la voûte palatine et simplifiant la description, fine des dents, tout en éliminant les aspérités présentes sur la muqueuse surfacique du palais.

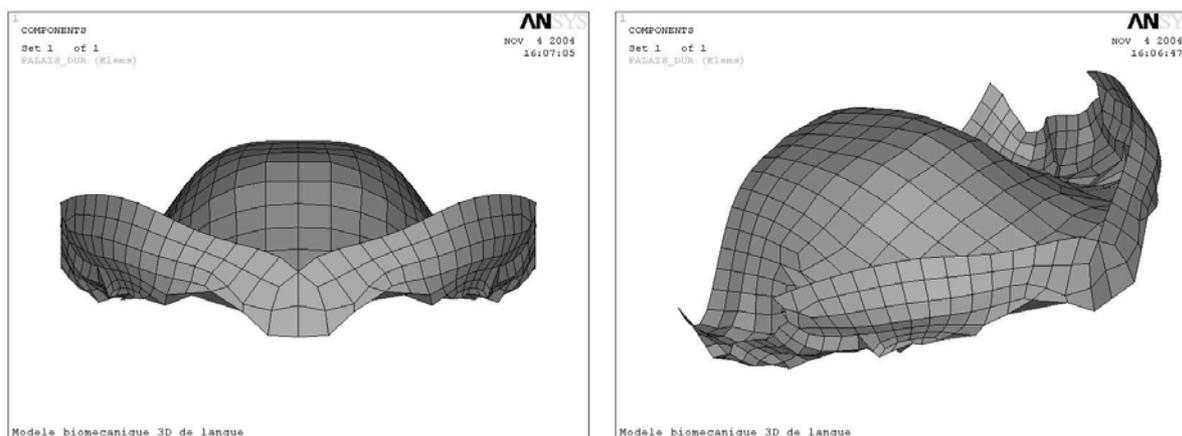


Figure 4-6 : Maillage final du palais remaillé en vue frontale (à gauche) et en vue oblique (à droite)

4.1.3 Palais mou et parois pharyngées

Le palais mou est la partie postérieure du palais constituée du velum, de muqueuse et de leurs muscles associés. Dans sa continuité, formant la partie verticale postérieure du conduit vocal jusqu'au larynx, on trouve les parois pharyngées, elles aussi constituées de muqueuse et de muscles. Il convient de préciser que dans notre modèle, les muscles de ces structures molles externes à la langue ne sont pas prises en compte, et qu'on ne modélise pas ces structures comme des éléments déformables. Nous les avons ainsi représentés comme une seule entité sous forme d'un maillage rigide. On notera donc qu'en particulier le velum n'est pas mobile. Les formes du palais mou et des parois pharyngées ont été déterminées à partir de données IRM pour une position de repos, velum levé (pas de couplage nez-bouche).

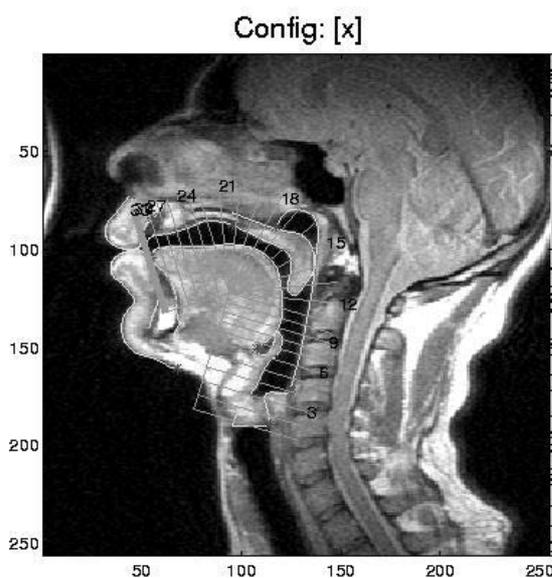


Figure 4-7 : Grille de plans utilisée pour déterminer la forme du conduit

On utilise une grille de plans coronaires et axiaux, pour lesquels sont calculées les intersections avec le conduit vocal. On obtient ainsi un ensemble de points pour chacun de ces plans. Ensuite, nous utilisons le logiciel ANSYSTM pour créer des contours fermés par des fonctions splines, assembler ces contours pour calculer une surface, et enfin mailler l'ensemble. En vue de d'effectuer la jonction avec le palais dur, le nombre d'éléments choisi pour mailler le palais mou a été choisi afin d'assurer la correspondance éléments par éléments à l'intersection du palais mou et du palais dur.



Figure 4-8 : Maillage du palais mou en vue frontale (à gauche) et en vue latérale (à droite)

4.2 Procédure de « Matching »

4.2.1 Méthodologie

Définir un modèle adapté à la géométrie d'un locuteur est un processus long et complexe. La définition manuelle d'un maillage permet d'assurer une description précise de la morphologie d'un locuteur et offre la possibilité de faire « coller » le maillage à certaines sous-structures anatomiques, en associant par exemple, comme nous l'avons fait dans le cas du maillage générique 3D de la langue, des ensembles d'éléments hexahédriques à des structures musculaires. Elle permet également l'utilisation d'éléments hexaédriques, censés offrir une meilleure précision et une plus grande vitesse de convergence que les éléments tétraédriques (Craveur, 1996). L'inconvénient majeur d'un maillage manuel structuré est le temps nécessaire à son élaboration. Des solutions logicielles existent, produisant automatiquement des maillages triangulaires 2D et/ou tétraédriques 3D non-structurés, basés le plus souvent sur l'algorithme de Delaunay (Delaunay, 1934). L'inconvénient majeur de ce

type de solution réside dans le caractère non-structuré des maillages générés, empêchant le plus souvent l'identification, au sein du maillage, de sous-structures anatomiques. Couteau et collègues (2000) ont proposé une solution intermédiaire, le *Mesh-Matching*, qui vise à adapter automatiquement le maillage structuré d'un modèle générique à chaque nouvelle géométrie d'un individu. Comme nous disposons précisément d'un maillage générique de la langue, nous nous sommes replacés dans le cadre méthodologique du *Mesh-Matching*, afin de générer un maillage de langue adapté à la morphologie du locuteur PB. Les différentes étapes de cette méthodologie sont les suivantes :

1. Le maillage 3D FEM générique est utilisé comme ensemble de départ.
2. Des données anatomiques sont collectées sur PB, afin d'obtenir des informations sur la « forme » de la surface externe de la langue de PB.
3. Un algorithme de « recalage » (on parle également de « matching ») est utilisé pour calculer la fonction volumique T qui va faire correspondre au mieux les nœuds surfaciques extraits du maillage FEM générique avec la « forme » de la surface externe de la langue PB. T est une fonction volumique multi-variable, obtenue par une méthode d'optimisation qui vise à minimiser la distance entre les deux surfaces (générique et PB).
4. La fonction T obtenue est ensuite appliquée à tous les nœuds du maillage générique (les nœuds surfaciques mais aussi les nœuds internes) afin de générer un nouveau maillage MEF adapté à la géométrie PB. Ce maillage conserve les mêmes caractéristiques topologiques que le maillage générique : même type et même nombre d'éléments.
5. Le recalage pouvant, dans certains cas, dégrader la « régularité » et/ou la « qualité » des éléments finis, un algorithme de correction de maillage doit alors être mis en place.

4.2.2 Collecte des donnée anatomiques

Les données acquises sur le locuteur PB sont issues d'Images par Résonance Magnétique (IRM). Plusieurs séries d'IRM ont été réalisées pour les positions statiques des phonèmes du français. Ces coupes présentent une résolution de pixel de 1 mm*1 mm et les coupes sont espacées de 1.3 mm, le long d'une ligne allant de la glotte jusqu'aux lèvres. A partir des images, les contours extérieurs de la langue ont été extraits manuellement à l'aide de points par lesquels on fait passer une fonction spline, cette dernière étant ré-échantillonnée de manière automatique afin d'obtenir le même nombre de points pour chacun des contours.

A partir des données initiales, on obtient donc un nouvel ensemble de points décrivant le contour tridimensionnel externe (Badin, 2002) de la langue. Cet ensemble de données *cibles* va alors être mis en correspondance avec les nœuds surfaciques *sources* extraits du maillage générique (on parle dans ce cas de « matching élastique points/points »).

4.2.3 Algorithme de recalage

Soit S , l'ensemble des points constituant les données sources et C , les points correspondant aux données cibles. L'objectif est de trouver une fonction f transformant les données de l'ensemble $S = \{s_i\}$ en les données de l'ensemble $C = \{c_i\}$. On cherche alors une fonction T qui minimise la distance entre les deux ensembles, sous la forme $T = T_G \circ T_{LOC}$. T_G est appelée fonction globale. C'est une transformation rigide (translation et/ou rotation) calculée de telle sorte qu'elle aligne les centres de gravité des deux ensembles de points. La fonction locale, T_{LOC} , est une transformation élastique calculée comme suit. La première étape est la définition d'une structure arborescente appelée octree. Elle est définie par subdivision récursive de l'espace, jusqu'à ce que chaque subdivision (un carré en 2D ou un cube en 3D) ne contienne qu'un seul point (Cf. figure 4-9).

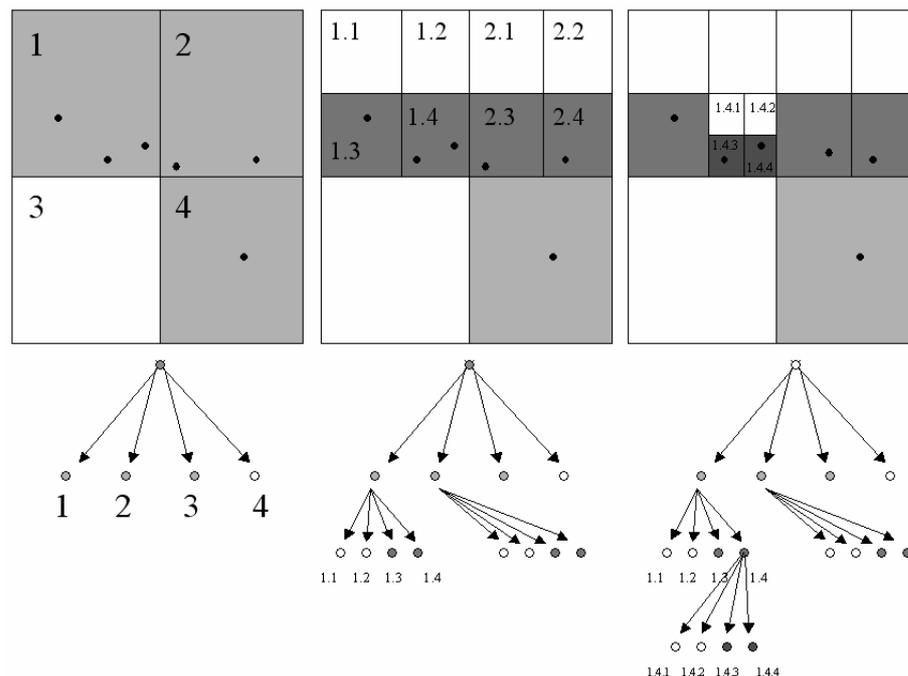


Figure 4-9 : Trois premières étapes de la création d'un octree pour un espace de dimension 2. Le principe reste identique pour un espace de dimension 3

Cette octree est souvent utilisée comme carte de distance afin d'accélérer les calculs. Szeleski et Lavallée (1996) ont proposé de l'utiliser également comme support à la définition de l'ensemble des transformations locales incluses dans la fonction T_{LOC} . L'idée consiste,

dans le cas d'une octree volumique, à associer à chaque cube de l'octree une transformation trilinéaire définie par les déplacements de chacun des sommets des cubes. Les déplacements d'un point situé à l'intérieur du cube sont ensuite obtenus par interpolation. La fonction volumique T_{LOC} est alors constituée par l'ensemble des transformations trilinéaires locales à chaque cube de l'octree. Elle est obtenue par optimisation à l'aide d'un algorithme de Levenberg-Marquand qui vise à minimiser les distances euclidiennes entre les points cible et les points source.

4.2.4 Utilisation de l'algorithme dans la cas de la langue

Les données source et cible étant composées de points, nous avons utilisé le logiciel de matching point-point développé dans le laboratoire TIMC par Maxime Berar (Berar et al., 2004), à l'aide de bibliothèques mathématiques commercialisées par l'entreprise PRAXIM. Ce logiciel nécessite deux étapes:

- Prétraitement des données : définition des ensembles source et cible
- Calcul de la transformation par optimisation et application de cette fonction aux noeuds internes du maillage générique

a. Prétraitement des données

Classiquement, le matching point/point fonctionne mieux lorsque le nombre de points cibles est supérieur au nombre de points sources (Szeleski et Lavallée, 1996)

Le maillage générique est composé de 740 éléments, définis par 947 nœuds, répartis à la fois sur la surface et dans l'intérieur du volume de la langue. Les données cible, quant à elles, ne décrivent que le contour externe de la langue du locuteur PB au repos. C'est pourquoi dans une première étape, nous devons extraire du maillage générique du modèle les points appartenant à la surface.

Les données cible décrivent avec précision la partie supérieure de la langue, mais le nombre de points est plus faible dans la zone du plancher de la bouche. Afin d'améliorer la précision du matching, nous avons donc également utilisé les données des maillages de la mandibule et de l'os hyoïde, directement mesurées sur le sujet PB. Le maillage de la mandibule permet d'intégrer les zones d'attache de la langue à la mandibule. Les points appartenant au maillage de l'os hyoïde décrivent la partie postérieure du plancher de la bouche (cf. figure 4-10).

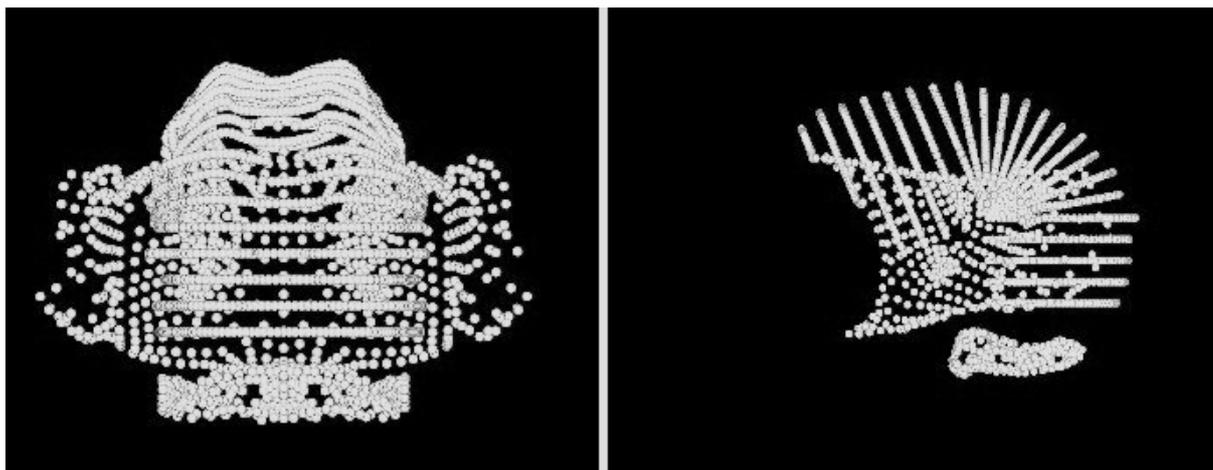


Figure 4-10 : Données cible incluant le contour de la langue du sujet PB, les zones d'attache de la langue sur la mandibule et sur l'os hyoïde, en vue frontale (à gauche) et en vue latérale (à droite)

b. Application de la transformation au maillage complet

Le calcul de la fonction de transformation est effectué sur la surface extérieure de la langue. Il faut alors appliquer la transformation précédemment calculée sur l'ensemble des nœuds du maillage initial. Pour cela, on reprend la structure de l'octree et l'échantillonnage spatial associé. Comme les points du maillage volumique de la langue ont été rajoutés, chaque subdivision spatiale contiendra plusieurs nœuds, sur lesquels seront appliqués les transformations locales définies par l'algorithme de matching. Les points sont alors déplacés de manière continue, adaptant alors la géométrie volumique initiale à la nouvelle géométrie surfacique.

4.3 Régularisation des éléments

Dans le cas où les éléments sont fortement déformés, il arrive que la forme de l'élément ne permette pas la résolution numérique dans le cadre des éléments finis. C'est pourquoi, avant tout calcul, les logiciels de modélisation utilisant la méthode des éléments finis vérifient la forme des éléments, et tout particulièrement un critère appelé le déterminant Jacobien, qui caractérise la forme de l'élément.

4.3.1 Critère sur le déterminant Jacobien

Nous avons vu dans le chapitre d'introduction à la méthode des éléments finis, que cette méthode utilise une double représentation du maillage : une première dans un espace dit déformé (dans lequel nous définissons notre maillage) et une seconde dans un espace dit de référence (dans lequel chaque élément est représenté par un cube unitaire), avec une fonction ϕ inversible permettant de passer d'un espace à un autre :

$$(x, y, z) = \phi(r, s, t)$$

où (x,y,z) sont les coordonnées dans l'espace déformé et (r,s,t) les coordonnées dans l'espace de référence (cf. figure 4-11).

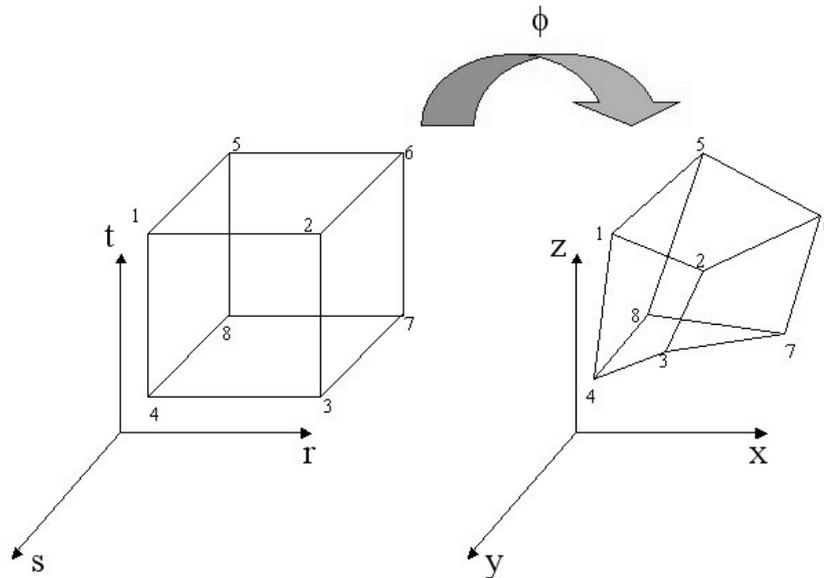


Figure 4-11 : espace de référence (à gauche), espace déformé (à droite) mis en correspondance par la fonction ϕ

Lors du chargement d'un maillage, ANSYSTM calcule $\text{Det}(J)$, le déterminant Jacobien de ϕ , et vérifie qu'il est toujours de même signe, assurant ainsi la bijectivité de ϕ .

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial r} & \frac{\partial y}{\partial r} & \frac{\partial z}{\partial r} \\ \frac{\partial x}{\partial s} & \frac{\partial y}{\partial s} & \frac{\partial z}{\partial s} \\ \frac{\partial x}{\partial t} & \frac{\partial y}{\partial t} & \frac{\partial z}{\partial t} \end{bmatrix} \quad (4-1)$$

Il est, dans la plupart des cas difficile de calculer la valeur de $[\text{Det}(J)](x_0,y_0,z_0)$ en tout point de l'élément. Nous ne pouvons donc pas y vérifier la valeur de J en tout point de l'élément. Cependant, nous utilisons des éléments à interpolation linéaire et il suffit alors de connaître la valeur de $\text{Det}(J)$ aux nœuds, dont nous pouvons calculer l'expression analytique. Pour s'assurer que le déterminant Jacobien est non nul dans tout l'élément, il suffit alors, grâce à l'hypothèse de la linéarité, de vérifier que son signe est le même pour tous les nœuds de l'élément.

L'algorithme de régularisation a été développé par Vincent Luboz au laboratoire TIMC (Luboz et al.,2001 ; Luboz et al. 2004). On cherche par cette procédure à rendre toutes les valeurs de jacobien aux nœuds strictement supérieures à un critère fixé par l'utilisateur. Afin d'assurer une forme régulière aux éléments, tout en conservant les caractéristiques morphologiques du maillage, nous avons fixé, de manière empirique, une valeur de ce critère égale à 7, ce qui nous permet d'assurer la compatibilité avec les critères imposés par ANSYSTM.

4.3.2 Correction du critère sur le déterminant Jacobien

L'objectif de cet algorithme est de déplacer les nœuds du maillage, de manière itérative, afin de rendre les valeurs de déterminant Jacobien strictement supérieures à un critère. Pour assurer la régularité, il suffit que le critère soit strictement positif. Or, plus ce critère est grand, plus l'élément est régulier. C'est pourquoi nous avons choisi de rendre ce critère égal à 7, en ayant pris soin de vérifier qu'il permet la compatibilité avec les tests effectués par ANSYSTM. Chaque itération se décompose en deux étapes : (1) calcul, pour chaque nœud i de chaque élément, du vecteur $\nabla Det(J_i)$ et détection des éléments invalides ; (2) déplacement des nœuds des éléments invalides.

On calcule le gradient du déterminant Jacobien pour le nœud k de l'élément i .

$$\nabla(Det(J_i)_k) = \begin{bmatrix} \frac{\partial(Det(J_i))}{\partial x_i}(x_k) \\ \frac{\partial(Det(J_i))}{\partial y_i}(y_k) \\ \frac{\partial(Det(J_i))}{\partial z_i}(z_k) \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

Ce calcul nous permet de trouver dans quelle direction le nœud doit être déplacé pour augmenter la valeur du déterminant Jacobien, pour le nœud k de l'élément i . Or le déplacement d'un nœud modifie le déterminant Jacobien pour tous les éléments connectés au nœud considéré. Le vecteur déplacement est calculé en sommant sur tous les éléments invalides i ayant k dans leur connectivité :

$$U_k = \sum_i \sum_k a_k \nabla(Det(J_i)_k) \quad (4.3)$$

Le paramètre a_k permet de sélectionner les éléments invalides parmi tous les éléments inclus dans la somme : $a_k=1$ si l'élément est invalide et $a_k=0$ sinon. Le vecteur déplacement est alors normé, afin d'obtenir la direction de déplacement et le déplacement est calculé en fonction des dimensions du maillage :

$$X'_k = X_k + \frac{U_k}{\|U_k\|} * w * \bar{l} \quad (4.4)$$

où \bar{l} est la longueur moyenne des arêtes du maillage, et w est un pourcentage, défini par l'utilisateur permettant de limiter les déplacements des points.

De plus, l'algorithme permet de « bloquer » un certain nombre de nœuds du maillage à régulariser. Bloquer les nœuds surfaciques permet de déplacer les nœuds afin de régulariser le maillage, tout en conservant la géométrie surfacique précédemment définie lors de l'étape de matching.

4.3.3 Algorithme de régularisation complet

Une dizaine d'autres critères, moins importants, peuvent être pris en compte pour régulariser le maillage. ANSYSTM attache une importance toute particulière à deux d'entre eux, le « Warping Factor » et le « Parallel Deviation » que nous allons décrire brièvement.

a. Warping factor

Ce critère caractérise si les faces d'un élément sont planes ou pas. Le principe de correction reste le même. On définit un vecteur normal au plan moyen, grâce au produit vectoriel des deux diagonales de l'élément, et les nœuds sont déplacés dans la direction de ce vecteur.

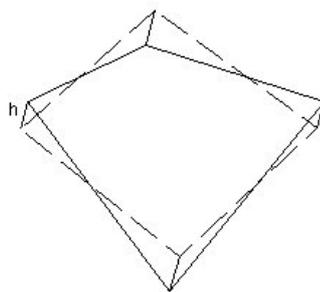


Figure 4-12 : Illustration du facteur de distorsion sur un élément hexaédrique (d'après documentation ANSYSTM)

b. Parallel Deviation

Le critère « parallel deviation » vérifie que les angles aux nœuds ne sont pas trop éloignés de 90°. Les nœuds sont alors déplacés pour rendre les faces aussi proches que possible d'un rectangle.

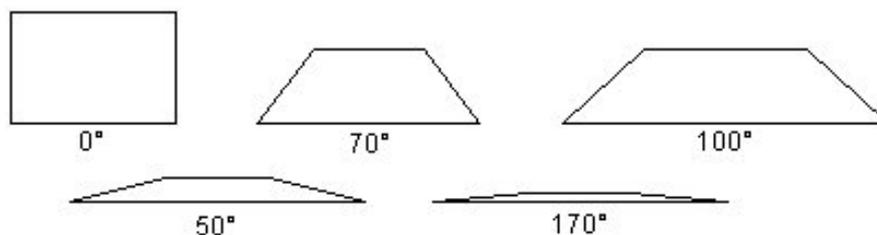


Figure 4-13 : Illustration de la déviation parallèle (d'après documentation ANSYS™)

c. Algorithme complet

Les corrections sur le déterminant Jacobien, le « warping factor » ou le « parallel deviation » provoquent le déplacement des nœuds. Or un élément valide selon un de ces critères peut devenir invalide à cause du déplacement des nœuds dû à la correction d'un des deux autres critères. C'est pourquoi l'algorithme complet répète de manière itérative les trois étapes suivantes : (1) Correction du déterminant Jacobien ; (2) Correction du Warping Factor ; (3) Correction du Parallel deviation. Ces trois étapes sont successivement répétées jusqu'à obtenir la validité des éléments relativement aux trois critères simultanément.

4.4 Maillage adapté final

Les différentes parties du maillage global ont été définies séparément. A présent, il est nécessaire de les assembler pour créer un maillage unique et définir la position respective de chacune des parties. La première étape est l'assemblage des deux parties du palais, formant alors une seule entité. Pour cela, nous utilisons des données radiographiques sur PB en position de repos, et le recalage se fait par superposition des maillages sur les images radiographiques. Chacune des parties est recalée par translation et rotation. Nous utilisons le logiciel Craniomat, développé par Louis-Jean Boe de l'ICP (Jaunais, 2002), permettant de déterminer les données céphalométriques nécessaires au calage des structures osseuses. Ce logiciel permet de déterminer le plan de Francfort, passant par le Porion et le point sous-orbitaire. Le Porion est le point le plus élevé du bord supérieur du trou auditif. Le point sous-orbitaire est point le plus bas situé sur le bord de la cavité orbitaire. Le plan de Francfort, passant par ces deux points, définit l'orientation de la tête par rapport à la verticale, la verticalité de la tête étant assurée par l'horizontalité du plan de Francfort. Ce plan permet alors de définir l'orientation du maillage global. Ensuite, les contours de la mandibule sont marqués par une spline, permettant de la localiser précisément. Enfin, nous superposons le palais mou, la mâchoire et l'os hyoïde pour le calage final (figure 4-14).

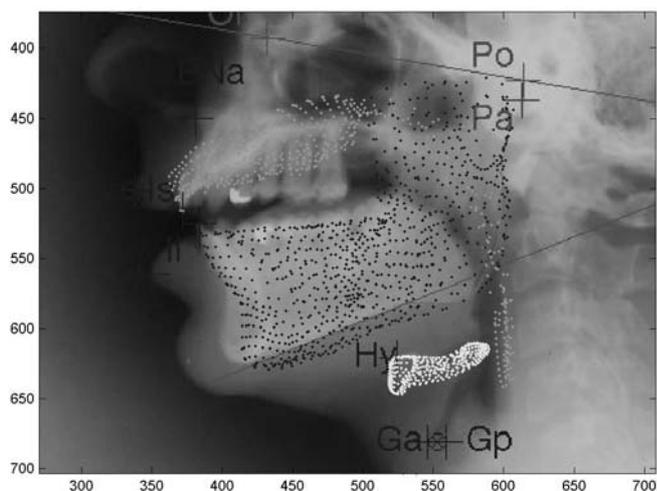


Figure 4-14 : Aligement du maillage sur des données radiographiques de notre locuteur

Après recalage et insertion du maillage de langue adapté, nous obtenons le maillage final suivant :

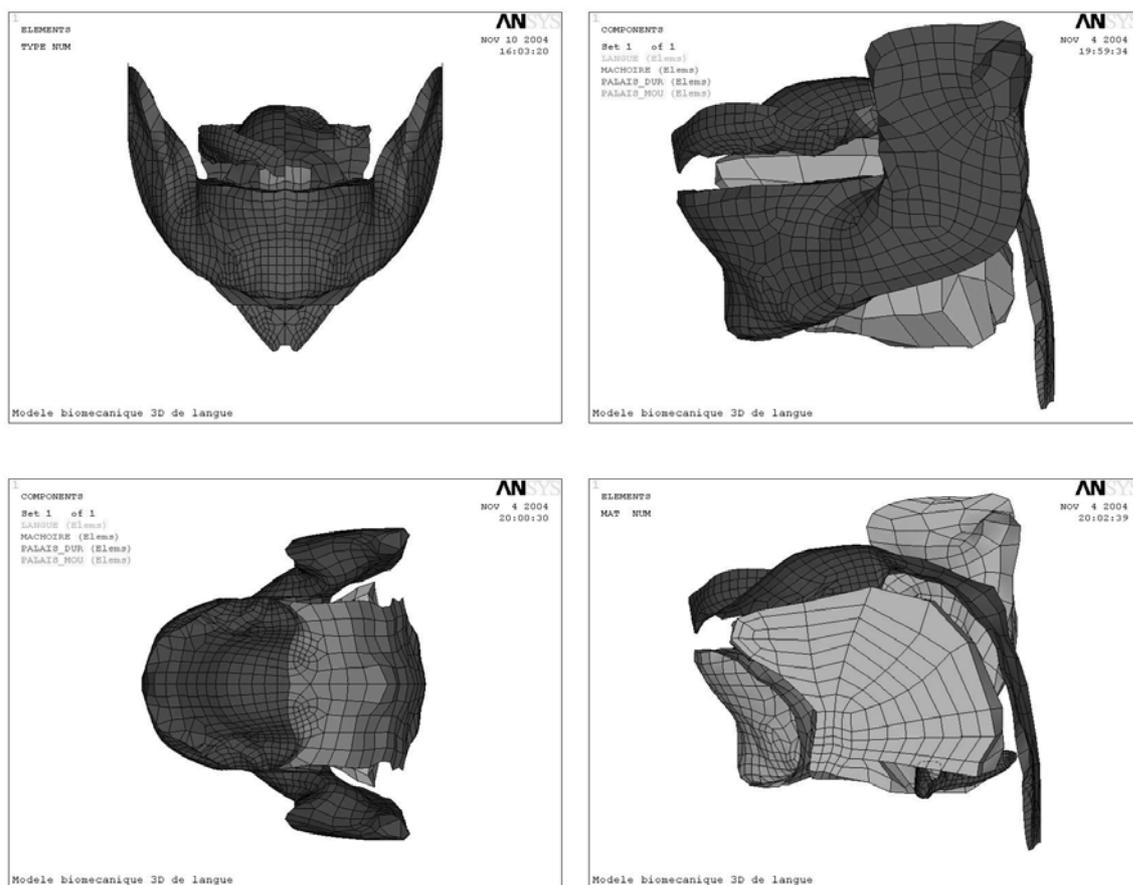


Figure 4-15 : Maillage final en vue frontale (en haut à gauche), en vue latérale (en haut à droite) et en vue de dessus (en bas à gauche) ; une vue sagittale est présentée en bas à droite

Chapitre 5 : Rhéologie des tissus linguaux

Modéliser un système mécanique soumis à des contraintes nécessite la connaissance des propriétés mécaniques régissant ses réactions aux charges auxquelles il est soumis. La rhéologie, c'est-à-dire la mesure expérimentale des propriétés mécaniques des matériaux fournit des méthodes permettant de proposer une loi de comportement des matériaux étudiés.

5.1 Une étude rhéologique : pour quoi faire ?

La modélisation des tissus mous humains a connu un développement important ces dernières années, du fait de ses applications dans le domaine de la simulation numérique dédiée à la chirurgie assistée par ordinateur. De nombreuses expérimentations et études théoriques ont été réalisées afin de caractériser le comportement mécanique de tissus *ex vivo* tels que la peau (Fung, 1993 et Del Prêt et al., 2004), le cerveau (Miller et al., 2002), le foie (Carter et al. 2000), le rein (Schmidlin et al., 1996) ou encore le cœur (Lin et al., 1998). Ces études ont permis la mise au point de gestes chirurgicaux et d'outils d'entraînement des chirurgiens à certains gestes particuliers. D'autres applications telles l'étude de l'exophtalmie (Luboz et al.2004) ou bien l'étude par simulation de l'impact de la chirurgie orthodontique faciale (Chabanas et al., 2003) ont aussi été développées.

Cependant, dans le cas de l'étude de l'articulateur lingual, aucun travail de ce type n'a, à notre connaissance, été réalisé à ce jour. Ces paramètres sont pourtant décisifs dans le comportement du modèle que nous élaborons. La connaissance précise de la rhéologie linguale permettra donc une estimation plus correcte des niveaux de forces mis en jeu par les muscles dans les tâches de production de parole. Les précédents modèles de langue qu'ils soient bi- ou tri-dimensionnels, ont eu recours à des lois mises au point de manière essentiellement *ad-hoc*, déterminées selon une procédure de type essai-erreur, pour reproduire le plus fidèlement possible les caractéristiques des mouvements linguaux pendant les tâches de parole mesurés sur des locuteurs, soit par IRM soit par EMMA ou microfaisceaux à rayons X.

Nous aurions pu utiliser les lois de comportement ainsi élaborées pour les modèles précédents et les appliquer au modèle 3D. Cependant, les précédents modèles étant bidimensionnels (Payan et Perrier, 1997) ou semi-3D (Dang et Honda, 2004), il ne serait pas

correct d'un point de vue mécanique d'utiliser ces paramètres directement sur le modèle 3D. Prenons l'exemple du modèle 2D (Payan/Perrier, 1997). Ce modèle repose sur l'hypothèse de déformations planes, impliquant que tous les nœuds du maillage se déplacent dans un même plan. Ces conditions limites imposent des contraintes fortes incompatibles avec la description tridimensionnelle du nouveau modèle et qui sont implicitement incluses dans la loi de comportement du modèle 2D.

Nous avons donc pensé plutôt exploiter des lois de comportement déjà publiées dans la littérature pour des tissus mous dont les caractéristiques de déformations sont proches en temps et en amplitude de celles des tissus linguaux. C'est ainsi le cas du myocarde dont les vitesses et les temps de contraction sont proches de caractéristiques équivalentes observées sur les tissus linguaux. D'après Fung (1993), les matériaux de type hyperélastique avec une fonction potentielle d'énergie exponentielle, semblent bien adaptés pour représenter la loi de comportement des tissus myocardiques. Nous avons ainsi conservé l'hypothèse d'un matériau hyperélastique, mais nous avons choisi de l'adapter spécifiquement à la langue grâce à des mesures sur un échantillon ex-vivo.

5.2 Mesure des propriétés mécaniques des tissus linguaux

Pour déterminer les propriétés mécaniques des tissus mous, il faut établir la loi de comportement du matériau. Pour cela, la première étape consiste en une mesure expérimentale de la relation force/déplacement. A partir de cette mesure, dans l'hypothèse d'une loi simple (linéaire par exemple), on peut le plus souvent obtenir directement les paramètres élastiques des matériaux. Dans le cas de lois plus complexes, il est nécessaire de mettre en place un algorithme de calcul des coefficients élastiques tels que la loi ainsi établie permette de retrouver au mieux les mesures expérimentales.

5.2.1 Indentation

La procédure d'indentation a pour but d'estimer la loi de comportement d'un matériau. La méthode consiste en l'application contrôlée d'une pression sur le matériau et en la mesure simultanée des déformations correspondantes. Les résultats présentés ici ont été réalisés grâce à un appareillage d'indentation de la compagnie EnduratecTM (Figure 5-1) et en collaboration avec le Laboratoire de Biomécanique de Toulouse.



Figure 5-1 : Dispositif expérimental utilisé pour l'indentation (en haut),et gros plan sur la langue sur laquelle l'indentateur exerce la pression (en bas)

Cet appareil est construit pour caractériser les propriétés mécaniques de matériaux à faible rigidité dont la taille n'excède pas quelques centimètres d'épaisseur. Il est contrôlé grâce à des capteurs et des activateurs électromagnétiques. Ces activateurs contrôlent une fine plaque de métal ou une « mâchoire » pour les chargements, respectivement pour les tests en pression et en traction. Ils permettent de garantir une grande précision que ce soit en force ou en déplacement. L'Enduratec permet de contrôler les chargements par pas minimum de 0.02N, ou par déplacement minimum de $1\mu\text{m}$. Cependant, il n'offre pas la possibilité de dépasser des forces de 225N et des déplacements de 13mm, ce qui est largement suffisant pour l'étude des propriétés mécaniques des tissus mous, sachant que leur raideur est relativement faible.

5.2.2 Prélèvement et conservation de la langue

La fragilité des tissus biologiques et la rapidité avec laquelle ses propriétés changent, requièrent certaines précautions lors de la mesure ainsi que pendant la préparation de l'échantillon. La langue à indenter a été prélevée sur un sujet féminin de 74 ans, sans pathologie de la bouche, dans les 24 heures qui ont suivi son décès. Les tissus prélevés comportent la langue et le plancher de la bouche, et ils ont immédiatement été conservés à une température proche de zéro, dans de la glace, pour ralentir la détérioration des tissus. Le prélèvement et l'indentation ont eu lieu rapidement après le décès du sujet pour limiter la rigidification des tissus, et conserver une élasticité proche de celle des tissus linguaux vivants. L'opération a été réalisée par le Professeur Lebeau du service de chirurgie Maxillo-Faciale du CHU de Grenoble.

L'indentation a été effectuée à l'Hôpital Purpan à Toulouse par Vincent Luboz, du laboratoire TIMC. Le transport de la langue s'est fait à une température constante, toujours pour conserver les propriétés élastiques de l'échantillon. L'expérimentation a eu lieu dans une salle climatisée à 25°. Bien que la température de l'échantillon ne soit pas celle du corps humain, on peut considérer que l'écart de température n'a pas modifié significativement les propriétés mécaniques, les tissus linguaux ayant des coefficients de dilatation thermique très faibles. La glossectomie complète a cependant provoqué l'écoulement complet des fluides contenus dans la langue, et ceci pourrait avoir entraîné une modification des propriétés mécaniques. Depuis cette expérience, un protocole d'indentation avec irrigation sanguine a été mis au point (Ottensmeyer, 2004) dans le cas du foie : un dispositif externe assurant un écoulement des fluides irrigue l'organe pendant son indentation. Ce dispositif reste pour l'instant à l'état de prototype de laboratoire et n'a pas pu être utilisé dans le cadre de nos expériences.

5.2.3 Choix du type de mesures

Rappelons que les tissus mous du vivant présentent généralement des propriétés mécaniques telles que l'anisotropie ou la viscoélasticité, et que l'inférence expérimentale de chacune de ces propriétés nécessitent un protocole expérimental particulier. C'est pourquoi, dans une première étape, nous devons choisir quel type de propriété nous voulons étudier.

La langue est constituée à la fois de tissus mous, tels que les muqueuses et les tissus musculaires passif, et aussi de tissus musculaires actifs, ces derniers pouvant être décrits avec des niveaux de complexité plus ou moins importants. La description des propriétés mécaniques peut inclure des phénomènes très complexes tels que le reflux de sang dans les

zones contractées, ce qui modifie localement les propriétés des matériaux. Cependant, l'intégration de tels phénomènes est très complexe à modéliser. Notre démarche est, dans un premier temps, de modéliser les tissus linguaux comme un matériau élastique non linéaire isotrope, et vérifier si cette modélisation permet de reproduire le comportement des tissus linguaux mesurés expérimentalement. Nous avons choisi d'utiliser un matériau hyperélastique de type Mooney-Rivlin (Mooney, 1940), isotrope et incompressible.

Nous avons donc besoin de deux lois pour notre modèle : une pour les tissus passifs et une pour les tissus actifs. Mais les mesures *ex vivo* ne permettent de mesurer que le comportement passif des tissus, et il n'existe pas, à notre connaissance, de dispositifs simples d'utilisation permettant de mesurer la raideur des tissus actifs *in vivo*. Or, nous savons que l'activation d'un muscle a pour conséquence d'augmenter sa raideur. Dans un objectif de simplification du modèle et vu l'absence de description précise de lois de comportement actives des tissus linguaux, la loi active sera estimée de manière *ad-hoc* à partir de la loi de comportement passive.

5.2.4 Mesures expérimentales

Afin de prendre en compte la couche de muqueuse localisée à la surface de la langue, un double protocole de mesure a été utilisé. En effet, cette couche de muqueuse a, a priori, des propriétés mécaniques différentes de celles des tissus musculaires. Or si nous indentons sur l'intégralité de la langue, nous aurons des mesures sur l'ensemble « tissus musculaires + muqueuse », alors même que l'on ne peut écarter la possibilité que la raideur d'une des deux composantes soit très différente de celle de l'autre. Dans ce cas, nous obtiendrions une sorte de raideur moyenne des deux tissus, sans réelle signification. C'est pourquoi une première série de mesures sera faite sur la langue complète, suivie d'une deuxième série sur les tissus musculaires en retirant la couche superficielle de muqueuse. Ainsi, nous pourrions déterminer si une caractérisation mécanique spécifique de la couche superficielle est nécessaire.

Nous avons fait l'hypothèse que les tissus linguaux sont isotropes localement. Cependant, les tissus peuvent présenter des caractéristiques mécaniques différentes selon leur localisation au sein de la langue. C'est pourquoi nous avons décidé d'étudier les propriétés mécaniques des tissus linguaux dans la partie postérieure et dans la partie antérieure de la langue. Nous devons donc finalement réaliser quatre séries de mesures différentes :

- Avant de la langue, avec muqueuse
- Arrière de la langue, avec muqueuse
- Avant de la langue, sans muqueuse
- Arrière de la langue, sans muqueuse

La langue prélevée sur le cadavre, une fois posée sur le plateau d'indentation, mesurait 61 mm de large et 102mm de long, une partie importante du plancher de la bouche ayant aussi été prélevé (figure 5-1). L'épaisseur de la langue est de 16mm dans sa partie antérieure, et 18 mm dans sa partie postérieure.

L'application de la force d'indentation s'est faite de manière statique. L'intensité maximale des forces a été choisie afin ne pas détériorer la structure musculaire interne de la langue. La pièce anatomique indentée faisant 16 mm d'épaisseur, nous avons choisi de ne pas dépasser des déplacements de 5 mm, ce qui s'est avéré être bien suffisant pour obtenir des taux de déformations significatifs et atteindre la partie non linéaire de la loi de comportement. Pour chacune des mesures, un chargement statique a été appliqué à la surface de l'indentateur entre 0.1 et 0.8N par pas de 0.1N, et les déplacements ont été mesurés une fois l'équilibre mécanique atteint. Après le chargement maximal, les chargements sont diminués par pas de 0.2N pour revenir à l'état relâché de la langue. Après chaque série de mesure, la langue a été manuellement remise en forme pour repartir des mêmes conditions initiales au début de chaque test. De plus, pour éviter la modification des propriétés mécaniques provoquée par le dessèchement des tissus, la langue a été régulièrement humidifiée pendant les mesures. Chacune de ces séries de chargement a été répétée 5 fois.

La figure 5-2 montre les résultats obtenus. Nous pouvons observer très nettement le comportement non linéaire des matériaux, cette non linéarité apparaissant clairement à partir de 0.2N de chargement. Ces premiers résultats justifient la prise en compte des non linéarités mécaniques dans le modèle d'élasticité. Nous pouvons également observer une certaine variabilité pour chacun des tests. Cette variabilité provient en partie du repositionnement manuel de la langue au début de chaque mesure, pour compenser la plasticité du matériau. Cette variabilité initiale, observable pour le niveau de force 0N, sera supprimée lors de la conversion de ces données en déplacement ; chaque série de mesure aura alors exactement le même point de départ.

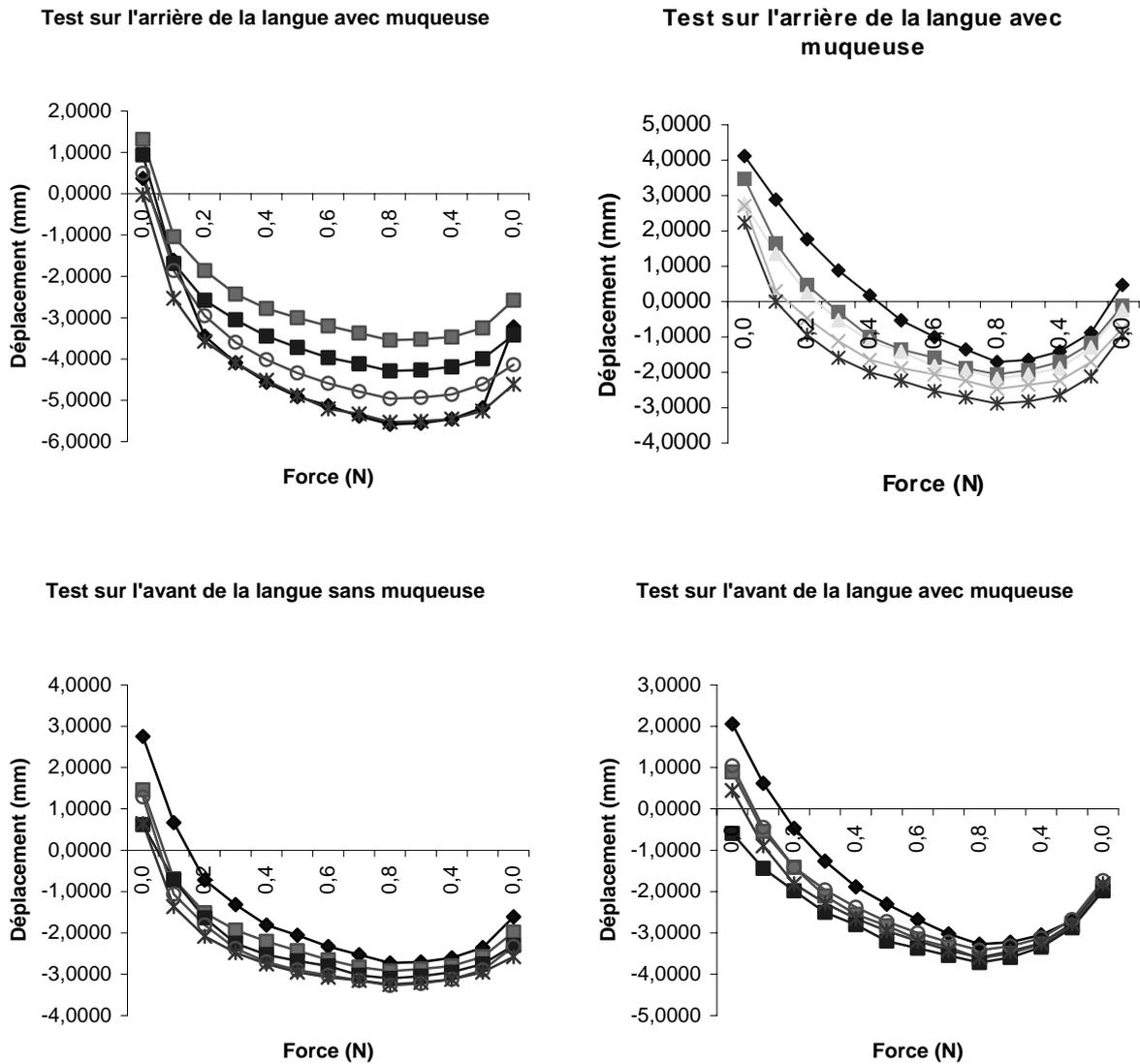


Figure 5-2 : Résultats des manipulations d'indentation pour l'arrière de la langue avec muqueuse (en haut à gauche), l'arrière de la langue sans muqueuse (en haut à droite), l'avant de la langue avec muqueuse (en bas à gauche) et l'avant de la langue sans muqueuse (en bas à droite)

Si la présence de la non linéarité du comportement est claire, nous ne pouvons pas encore savoir quelle en est sa cause. En effet, elle peut être due à une loi de comportement élastique non linéaire, mais elle peut aussi provenir de non linéarités géométriques (principe des grandes déformations cf. Chapitre 1) tout en conservant une loi de comportement linéaire. Cette question sera étudiée, pendant le traitement des données et le calcul des paramètres élastiques des matériaux.

5.3 Inférence des paramètres élastiques à partir des mesures

Dans la plupart des cas, les mesures d'indentation ne permettent pas directement d'accéder aux paramètres élastiques des matériaux. Afin d'obtenir la loi de comportement issue de cette expérience d'indentation, c'est-à-dire la relation globale entre les contraintes et les déformations à l'intérieur du corps de la langue, un algorithme d'optimisation basé sur le principe d'« analyse par synthèse » a été élaboré. Il a consisté en (1) choisir une loi de comportement, (2) construire un modèle à éléments finis permettant d'analyser l'expérience d'indentation, (3) comparer les simulations issues de cette analyse avec les mesures d'indentation, (4) utiliser cette comparaison pour proposer des modifications de la loi de comportement permettant de mieux approcher les mesures expérimentales, et (5) recommencer à partir de l'étape (2) jusqu'à ce que les comparaisons estimées à l'étape (3) donnent des résultats satisfaisants.

Pour l'avant et l'arrière de la langue, le protocole d'indentation nous donne deux séries de mesures : une première avec la langue complète comportant les tissus musculaires et la couche surfacique de muqueuse ; une deuxième avec uniquement la couche de tissus musculaires. Les lois de comportement de ces deux types de tissus sont a priori différentes et nécessitent la définition, dans notre processus d'analyse par la synthèse, d'une méthodologie permettant de calculer ces deux lois distinctes. Nous avons d'abord mis au point un premier maillage qui décrit la géométrie de la langue sans muqueuse, et dans lequel nous définissons une loi de comportement des tissus musculaires $\sigma_t = f_t(\varepsilon_t, p_t)$, où σ_t est la contrainte, ε_t est la déformation, et p_t représente les paramètres élastiques. L'algorithme d'optimisation est un processus itératif qui modifie, après chaque simulation, la valeur de p_t en fonction des déplacements simulés \hat{u} et des résultats expérimentaux u :

$$p_{t_n+1} = g(\hat{u}_n, u, p_{t_n}) \quad (5.1)$$

où p_{t_n+1} représente les paramètres élastiques à l'itération $n+1$, \hat{u}_n est le vecteur contenant les déplacements pour tous les niveaux de forces testés. Les itérations continuent jusqu'à ce que $\|\hat{u} - u\| < crit$, $crit$ étant un critère de convergence défini par l'utilisateur.

Ensuite, nous avons défini un deuxième maillage, décrivant les tissus musculaires et la muqueuse, et une loi de comportement. $\sigma_m = f_m(\varepsilon_m, p_m)$ associée à la muqueuse. Nous appliquons, dans le deuxième maillage, la loi f_t précédemment calculée à la couche représentant les tissus musculaires. Il reste ensuite à calculer les paramètres p_m en utilisant le même algorithme d'optimisation. Ces opérations sont répétées pour l'arrière et l'avant de la langue.

Il est donc nécessaire, dans une première étape, de choisir le type de modélisation mécanique, avant de pouvoir prévoir l'algorithme de calcul des paramètres élastiques.

5.3.1 Choix de la loi de comportement

a. Loi de Neo-Hooke

Nous savons que les tissus linguaux présentent de fortes non linéarités. Or, ces non linéarités peuvent être d'ordre mécanique ou d'ordre géométrique. Dans ce dernier cas, elles seraient la conséquence de l'expression non linéaire du tenseur de déformations, conformément à l'hypothèse des grandes déformations. C'est pourquoi, il est intéressant de tester dans une première étape, une modélisation élastique linéaire associée à une description géométrique non linéaire, afin de vérifier si la non linéarité des tissus linguaux peut être complètement prise en compte par la non linéarité géométrique. Pour cela, nous avons utilisé d'abord un matériau linéaire de type Neo-Hooke. La loi de comportement de ce type de matériau est :

$$\sigma = \lambda \dot{\varepsilon} + 2\mu \varepsilon \quad (5.2)$$

où σ est la valeur de la contrainte, ε la valeur de la déformation, λ et μ sont les coefficients de Lamé, s'exprimant également en fonction des deux paramètres de bases de l'élasticité linéaire que sont le module d'Young E et le coefficient de Poisson ν :

$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad \lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad (5.3)$$

Nous avons fait l'hypothèse que le matériau est quasiment incompressible, ce qui implique un coefficient de Poisson le plus proche possible de 0.5 par valeur inférieure. Un coefficient de Poisson de 0.49 sera choisi dans le cas de la simulation de l'indentation, ce qui a assuré en pratique, pour le maillage considéré, une incompressibilité à moins de 1% près. A partir des valeurs de E et ν , nous prenons en compte par le calcul des coefficients de Lamé le comportement élastique des matériaux dans la partie linéaire. La non linéarité géométrique est, rappelons le, introduite par les termes quadratiques dans l'expression du tenseur de déformation :

$$\varepsilon = \frac{1}{2} (C + C^T + CC^T) \quad (5.4)$$

où C est le tenseur de Cauchy, défini par $C = F^T F$ où F est le gradient de déformation. Le coefficient de Poisson étant fixé, nous tenterons alors de modifier la valeur de E afin de nous approcher au mieux des courbes expérimentales.

Les résultats des simulations intégrant la loi Neo-Hooke, ne nous ont pas permis de reproduire avec assez de précision les déplacements mesurés. Nous pouvons donc en conclure que les mesures expérimentales ne peuvent être reproduites par la seule hypothèse des grandes déformations en élasticité linéaire. Nous devons, par conséquent, choisir une loi de comportement non linéaire.

b. Le modèle de Mooney-Rivlin Simplifié

Dans une première approximation, nous supposons les tissus linguaux isotropes. Même si l'orientation des fibres musculaires semble indiquer un comportement local orthotrope, nous proposons de d'abord considérer le comportement des fibres dans leur ensemble, en leur donnant une rhéologie isotrope (Cf. Modèle 2D Payan et Perrier, 1997). Dans des études ultérieures, l'impact de l'orthotropie ou de l'anisotropie pourra être évalué si les résultats obtenus par isotropie sont insuffisants. D'après Fung (1993), une loi de comportement hyperélastique semble bien appropriée à la description du comportement des tissus mous du vivant. Or, il existe de nombreuses lois hyperélastiques : Ogden (Ogden R.W. (1972)., Blatz-Ko (Blatz & Ko, 1962), Mooney-Rivlin (Mooney M. ,1940) entre autres. Dans l'objectif d'une description fidèle mais simple, il nous faut choisir une loi permettant facilement d'utiliser les résultats expérimentaux d'indentation pour remonter aux coefficients élastiques des matériaux. De plus, le package éléments finis que nous utilisons intègre des outils permettant d'utiliser de manière très conviviale les matériaux de type Mooney-Rivlin. C'est pourquoi nous nous sommes orientés vers ce type de matériau. Il existe plusieurs formulations de type Mooney-Rivlin avec un nombre variable de coefficients. De plus, ce nombre de coefficients dépend du type de courbe que nous voulons approcher, et du nombre de points d'inflexion de la loi de comportement. A priori, les tissus linguaux présentent une loi de comportement classique, avec un point d'inflexion unique. C'est pourquoi une formulation à 5 coefficients de W , la fonction d'énergie potentielle hyperélastique, nous a semblé suffisante :

$$W = a_{10}(I_1 - 3) + a_{20}(I_1 - 3)^2 + a_{01}(I_2 - 3) + a_{02}(I_2 - 3)^2 + a_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) - \frac{1}{2}p(I_3 - 1) \quad (5.5)$$

avec I_1 , I_2 et I_3 sont les invariants du tenseur de Cauchy et p est la pression hydrostatique à l'intérieur de l'élément

La signification physique des différents coefficients de Mooney-Rivlin n'est pas évidente. L'hypothèse de l'isotropie nous permet de nous limiter à l'utilisation des termes dépendant du premier invariant du tenseur de Cauchy, ce qui simplifie ainsi la formulation de la fonction d'énergie potentielle hyperélastique :

$$W = a_{10}(I_1 - 3) + a_{20}(I_1 - 3)^2 - \frac{1}{2}p(I_3 - 1) \quad (5.6)$$

A partir de cette nouvelle formulation, il est possible de retrouver l'expression du module d'Young en fonction du taux de déformation λ . Pour cela, il faut calculer l'expression des composantes du tenseur de contraintes dans les trois directions :

$$\sigma_i = -p + 2C_{ii} \frac{\partial W}{\partial I_1} - 2C_{ii}^{-1} \frac{\partial W}{\partial I_2} \quad (5.7)$$

où σ_i est le tenseur des contraintes dans la direction i , C_{ii} est la valeur du tenseur de Cauchy dans la direction i , I_i sont les invariants du tenseur de Cauchy et p est la pression interne.

Dans le cas de notre formulation, la dérivée partielle de W par rapport à I_2 est nulle, car notre fonction potentielle hyperélastique ne dépend que du premier invariant. Nous considérons que dans notre expérimentation, la contrainte est appliquée dans la première direction.

$$\sigma_1 = -p + 2C_{11} \frac{\partial W}{\partial I_1} \quad (5.8)$$

$$\sigma_2 = \sigma_3 = -p + 2C_{11} \frac{\partial W}{\partial I_1} = 0 \quad (5.9)$$

Ces deux équations nous permettent d'isoler p , la pression hydrostatique d'incompressibilité, apparaissant dans ces deux. Si on considère un élément de longueur initiale l_0 et de longueur l après déformation (Cf. figure 5-3), alors on définit λ comme le rapport entre l et l_0 .



Figure 5-3 : : Illustration de la définition de λ

Nous voulons exprimer nos valeurs en fonction du taux de déformation $\lambda = \frac{l}{l_0}$, en commençant par le premier invariant du tenseur de Cauchy :

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \quad (5.10)$$

avec λ_i le taux de déformation dans la $i^{\text{ème}}$ direction. De plus, l'hypothèse de l'isotropie et de l'incompressibilité nous donne :

$$\lambda_2 = \lambda_3 \quad \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1 \quad (5.11)$$

Nous pouvons alors en déduire les taux de déformation dans les trois directions en fonction du taux de déformation dans la direction d'application de la contrainte d'indentation :

$$\lambda_2 = \lambda_3 = \frac{1}{\sqrt{\lambda}} \quad (5.12)$$

En reportant l'expression des taux de déformation dans l'expression du tenseur de contrainte (équations 7.1 et 7.2), nous obtenons $\sigma(\lambda)$.

$$\sigma_1(\lambda) = 2 \left\{ a_{10} + 2a_{20} \left(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3 \right) \right\} \left(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda} \right) \quad (5.13)$$

Ensuite, il ne reste plus qu'à calculer le module d'Young :

$$E = \frac{\partial \sigma}{\partial \lambda} \quad (5.14)$$

Nous obtenons alors l'expression du module d'Young en fonction du taux de déformation dans la direction principale et des deux coefficients de Mooney-Rivlin :

$$E(a_{10}, a_{20}, \lambda) = 2a_{10} \left(2 + \frac{1}{\lambda^3} \right) + 4a_{20} \left(4\lambda^2 - 6 + \frac{1}{\lambda} - \frac{3}{\lambda^3} + \frac{4}{\lambda^4} \right) \quad (5.15)$$

Les détails complets du calcul sont disponibles dans Tracqui et Ohayon (2002). A partir de cette expression, il est possible de déterminer l'impact des deux coefficients sur la loi de comportement de notre matériau. Considérons d'abord la partie linéaire, c'est-à-dire pour des taux de déformations très faibles où $l \approx l_0$, c'est à dire pour $\lambda \approx 1$. On voit alors que le terme dépendant de a_{20} tend vers 0 alors que le terme en a_{10} tend vers $6a_{10}$. On peut alors en déduire que le module d'Young de notre matériau au repos vaut $6a_{10}$. Lorsque le taux de déformation diminue, le second terme de la loi de comportement devient prépondérant, ce qui signifie que ce terme contrôle la manière avec laquelle apparaît la non linéarité au sein du matériau. Nous reviendrons sur cette différenciation du rôle des deux coefficients de la formulation de Mooney-Rivlin simplifiée lorsque nous aurons à retrouver la valeur des paramètres élastiques du matériau à partir des données expérimentales d'indentation.

5.3.2 Pré-traitement des données de mesures

Pour chacun des jeux de données, un pré-traitement a été effectué afin de n'avoir qu'une seule courbe à traiter dans le processus de fitting. Chaque expérience, que ce soit pour l'arrière ou l'avant de la langue, avec ou sans muqueuse, a été répétée 5 fois. Dans un premier temps, nous avons recalé les données en déplacement, et non plus en position, pour limiter les effets de la remise en forme manuelle de la langue au début de chaque série de mesures. Par ailleurs, dans le processus de simulation, nous prenons en compte les déplacements de l'indentateur, et non pas la position absolue. Pour chacun des points de mesure, sont calculés les moyennes et écart-types pour chaque niveau de force, ce qui fournit un gabarit (figure 5-4) pour déterminer si le processus de « fitting » converge ou pas :

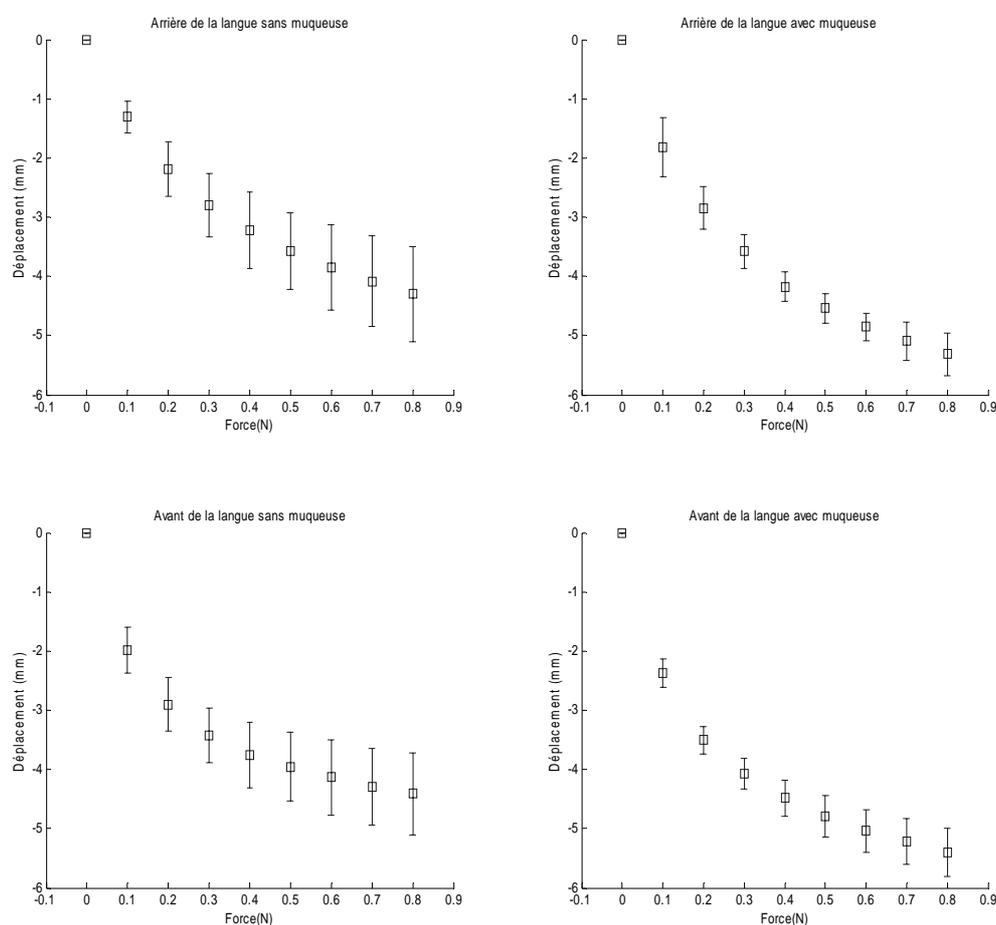


Figure 5-4 : Moyennes et écart-types pour des données mesurées pour l'arrière de la langue sans muqueuse (en haut à gauche), l'arrière de la langue avec muqueuse (en haut à droite), l'avant de la langue sans muqueuse (en bas à gauche) et l'avant de la langue avec muqueuse (en bas à droite)

5.3.3 Maillages de la pièce anatomique

a. Construction du maillage

Afin de traiter le cas de caractéristiques mécaniques différentes pour les tissus musculaires et la muqueuse, nous avons généré deux maillages. Le premier est monocouche et visera à estimer les propriétés mécaniques des tissus musculaires seuls. Le second maillage, bicouche, prend en compte l'ensemble de la structure. Pour les deux maillages, l'échantillon indenté étant symétrique selon deux plans, nous n'avons considéré qu'un quart de l'échantillon, modélisé par un hexaèdre, ceci dans un souci de gain de temps de calcul. La partie située autour de l'indentateur et celle représentant le reste de l'échantillon indenté ont été maillées de manières spécifiques.

La figure 5-5 représente le maillage monocouche. On peut remarquer que la partie proche de l'indentateur, soumise à des déformations de grande amplitude, a été maillée plus finement que la partie du volume éloignée de l'indentateur, qui subit de plus faibles déformations.

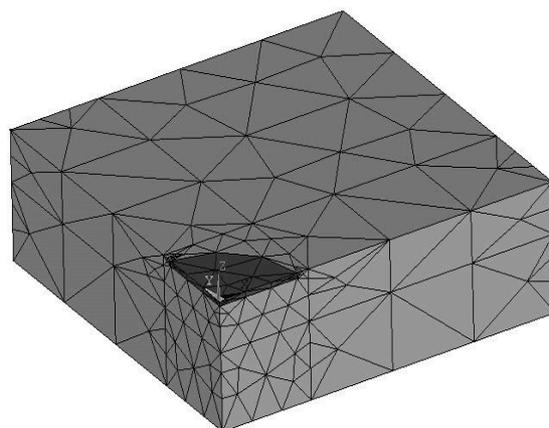


Figure 5-5 : Modélisation de l'indentation pour une structure monocouche, la partie en contact avec l'indentateur apparaissant plus foncée

Pour la modélisation des contacts entre l'indentateur et la langue, nous avons évalué deux méthodes. En effet, la simulation des contacts en grandes déformations et élasticité non linéaire nécessite beaucoup de temps de calcul. Il était important de voir si un tel coût de calcul se justifiait au regard de son apport au réalisme de la modélisation. C'est pourquoi nous avons testé un modèle prenant en compte les contacts et un deuxième modèle où l'indentateur est lié directement à la langue, sans couche d'éléments de contact. Nous avons évalué, pour le même niveau de force sur l'indentateur, les écarts sur les déplacements obtenus pour chacune des deux méthodes. Les résultats obtenus, inférieurs à quelques microns, nous ont incité à ne

pas prendre en compte les contacts, étant donnée la précision que nous recherchons. Le gain de temps de calcul est de l'ordre du simple au double, ce qui n'est pas négligeable, sachant que le processus d'optimisation calculant les coefficients élastiques des matériaux nécessite environ 50 itérations avec 8 simulations statiques par itération.

En ce qui concerne le modèle bicouche, nous avons appliqué les mêmes principes, en rajoutant à la surface de la structure monocouche décrite ci-dessus, une couche de 1 mm d'épaisseur, ce qui correspond environ à l'épaisseur de la couche de muqueuse présente à la surface de la langue. Ce maillage a été utilisé dans une deuxième étape. En effet, une fois estimés les paramètres élastiques de la couche musculaire, il est possible, en utilisant le même processus, de calculer les paramètres élastiques de la couche de muqueuse.

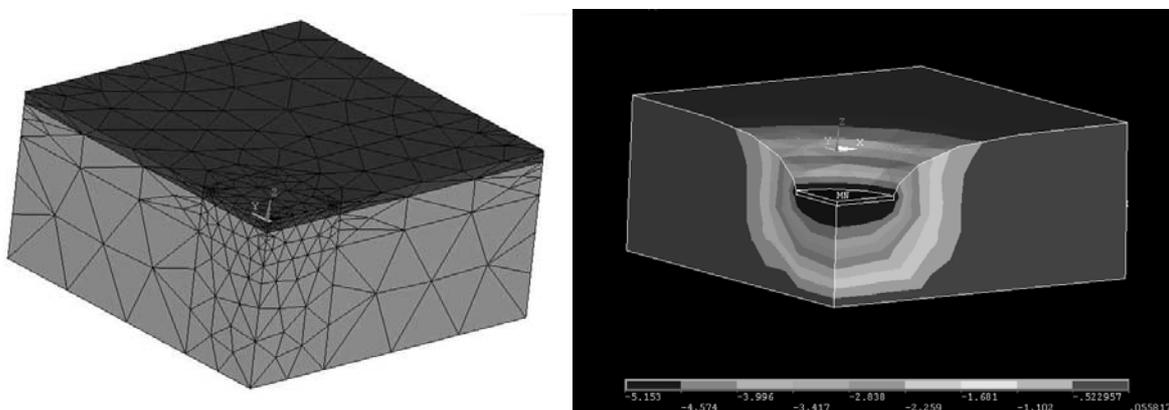


Figure 5-6 : Modélisation de l'indentation prenant en compte la muqueuse : maillage (à gauche) et exemple de déformations obtenues par simulation (à droite)

b. Conditions limites

Etant donnée la symétrie du problème, les nœuds appartenant aux plans de symétrie sont contraints de telle sorte qu'ils ne puissent avoir qu'un déplacement vertical. De plus, les nœuds appartenant au plan inférieur représentant la partie de la langue posée sur le plan de travail sont maintenus fixes.

La répartition des contraintes à charge maximale a été étudiée pour estimer la présence et l'impact d'effets de bords dus aux dimensions de la pièce à indenter. En effet, pour assurer la cohérence des mesures des déplacements verticaux lors des simulations, il ne faut pas que les effets de bord aient un impact sur leur calcul dans la zone d'indentation. Les effets de bord apparaissent lorsque les contraintes sont réparties jusqu'aux extrémités de la pièce à indenter, et cela signifie généralement que la pièce à indenter est trop petite par rapport aux charges qu'on lui applique. Par conséquent les bords de la pièce à indenter vont

supporter une contrainte qui va modifier les valeurs des déplacements verticaux par rapport aux valeurs réelles. L'étude de la répartition des contraintes à charge maximale nous a permis de vérifier, pour les configurations de simulations avec ou sans muqueuse, l'absence de ces effets de bords (cf. partie droite de la figure 5-6 pour une illustration dans le cas d'une simulation avec prise en compte de la muqueuse).

5.3.4 Signification physique de a_{10} et a_{20}

Nous avons, dans le partie 5.3.1.b, calculé l'expression de la valeur du module d'Young en fonction de la déformation et des deux paramètres hyperélastiques a_{10} et a_{20} . Nous avons vu que le paramètre a_{10} permet de contrôler la partie linéaire de la loi de comportement lorsque les déformations sont encore faibles. Nous avons également vu que le paramètre a_{20} contrôle la manière avec laquelle la non linéarité apparaît quand λ diminue. Cependant, ces deux paramètres ne sont pas totalement indépendants et par conséquent une modification de la partie non linéaire va modifier légèrement la partie linéaire de la loi de comportement et vice versa. Donc l'interdépendance de ces deux paramètres ne nous permet pas de les obtenir directement à partir des mesures expérimentales de déplacement.

5.3.5 Algorithme de calcul de a_{10} et a_{20}

La première étape de l'algorithme est l'utilisation du modèle monocouche pour calculer les coefficients mécaniques des tissus musculaires. L'objectif est de reproduire numériquement l'expérimentation d'indentation en estimant les paramètres élastiques pour chaque itération. Les chargements varient de 0.1 à 0.8N par pas de 0.1N, la valeur maximale de 0.8N étant choisie, nous l'avons dit, afin de ne pas détériorer la structure des fibres musculaires. L'algorithme se décompose en deux grandes parties : une première étape estime le paramètre a_{10} caractérisant la partie linéaire de la loi de comportement, et ensuite, la deuxième étape calcule en fonction de a_{10} , le paramètre a_{20} caractérisant la partie non linéaire.

Dans la partie linéaire de la loi de comportement, le module d'Young, qui est, nous le rappelons, la dérivée de la contrainte par rapport à la déformation, est constant. De plus, nous avons vu qu'en petites déformations, le module d'Young du matériau vaut $6a_{10}$. L'observation des courbes de mesure montre que le point correspondant à une force d'indentation de $F_1=0.1N$ se situe pleinement dans la partie linéaire. Nous utiliserons donc ce point pour estimer a_{10} . Appelons U_1 le déplacement de l'indenteur pour ce niveau de force. Nous ne connaissons pas, *a priori*, la valeur approximative de a_{10} , mais nous avons pris

comme valeur initiale 2.5 kPa, ce qui correspond à un module d'Young au repos de 15kPa, valeur reportée par Fung (1993) pour les tissus peauciers.

Considérons alors l'itération n de l'algorithme d'optimisation. Soit u_{1_n} le déplacement simulé pour F_1 , a_{10_n} le paramètre a_{10} utilisé à l'itération n . Nous calculons a_{10_n+1} de la manière suivante :

$$a_{10_n+1} = a_{10_n} \frac{u_{1_n}}{U_1} \quad (5.16)$$

La deuxième étape est l'estimation du paramètre a_{20} . Cependant, on ne peut pas trouver de formulation analytique de a_{20} , en fonction des autres paramètres de simulation et des résultats expérimentaux. C'est pourquoi nous avons utilisé un deuxième processus itératif : une nouvelle estimation de a_{20} est calculée après chaque calcul de a_{10} . L'ordre de grandeur de a_{20} étant inconnu, nous avons défini comme condition initiale à $a_{20}=0$. Le processus est le suivant. Nous utilisons la mesure de déplacement pour $F_8=0.8N$, chargement pour lequel nous sommes certains d'être dans la partie non linéaire de la loi de comportement. Soient U_8 la valeur du déplacement mesuré lors de l'indentation, a_{20_m} , la valeur de a_{20} à la $m^{\text{ème}}$ itération et u_{8_m} la valeur simulée du déplacement pour une force égale à F_8 . Pour chaque itération, on compare U_8 avec u_{8_m} , la valeur calculée pour la m itération pour u_8 .

Si $|u_{8_m}|$ est supérieur à $|U_8|$, c'est-à-dire si l'amplitude du déplacement simulé est plus grande que l'amplitude du déplacement mesuré, cela signifie que dans la partie non linéaire, le matériau n'est pas assez rigide, et donc a_{20_m} doit être augmenté. Par contre, si $|u_{8_m}|$ est inférieur à $|U_8|$, signifiant que le matériau est trop rigide, alors a_{20_n} doit être diminué. Donc, à chaque étape, nous avons :

$$a_{20_m+1} = a_{20_m} + \Delta a_{20} \quad (5.17)$$

où Δa_{20} est la valeur de l'incrément de a_{20} . Sa valeur initiale a été arbitrairement fixée à 100. Lorsque entre deux itérations, $|u_{8_n}| - |U_8|$ change de signe, c'est-à-dire que nous sommes passés de part et d'autre de la valeur nominale entre deux itérations, alors $|\Delta a_{20}|$ est divisé par deux et son signe est changé.

A présent que les deux étapes de l'algorithme sont définies, nous pouvons mettre en place l'algorithme complet de calcul des deux coefficients. Or, les deux paramètres élastiques ne sont pas indépendants. En effet, une modification de a_{10} entraîne une variation de la valeur de u_8 , tout comme une variation de a_{20} implique une variation de u_1 . Nous avons donc

combiné les deux algorithmes précédemment décrits afin de se rapprocher petit à petit des deux valeurs nominales. Nous avons alors défini deux critères de convergence α et β .

Nous utiliserons un double système d'indices : l'indice n est le numéro de l'itération pour le calcul de a_{10} et m est le numéro de l'itération pour le calcul de a_{20} . Les valeurs à optimiser sont $(a_{10})_n^m$ et $(a_{20})_n^m$.

Pour une valeur de $(a_{20})_n^m$ donnée, nous optimisons la valeur de $(a_{10})_n^m$ jusqu'à ce que $|u_{1_n} - U_1| < \alpha$, ce qui nécessite un nombre n_1 d'itérations. Pour chacune de ces itérations, la valeur $(a_{20})_n^m$ reste inchangée : $(a_{20})_{n+n_1}^m = (a_{20})_n^m$. Ensuite, la valeur de $(a_{20})_{n+n_1}^m$ est mise à jour une seule fois, sans modifier $(a_{10})_{n+n_1}^m$. Nous avons donc :

$$(a_{10})_{n+n_1}^{m+1} = (a_{10})_{n+n_1}^m \tag{5.18}$$

$$(a_{20})_{n+n_1}^{m+1} = (a_{20})_{n+n_1}^m + \Delta a_{20} \tag{5.19}$$

Ces deux étapes sont alors répétées jusqu'à ce que $|u_{1_n} - U_1| < \alpha$ et $|u_{8_n} - U_8| < \beta$. Les valeurs des deux critères de convergence ont été fixées à 0.05mm. Une fois les deux critères de convergence atteints, nous vérifions sur les courbes que tous les autres points de mesure restent à l'intérieur des écarts-type définis initialement (cf figure 5-4). Si c'est le cas, nous pouvons alors considérer que notre loi reproduit correctement les déformations mesurées et que nous avons atteint les paramètres élastiques nominaux.

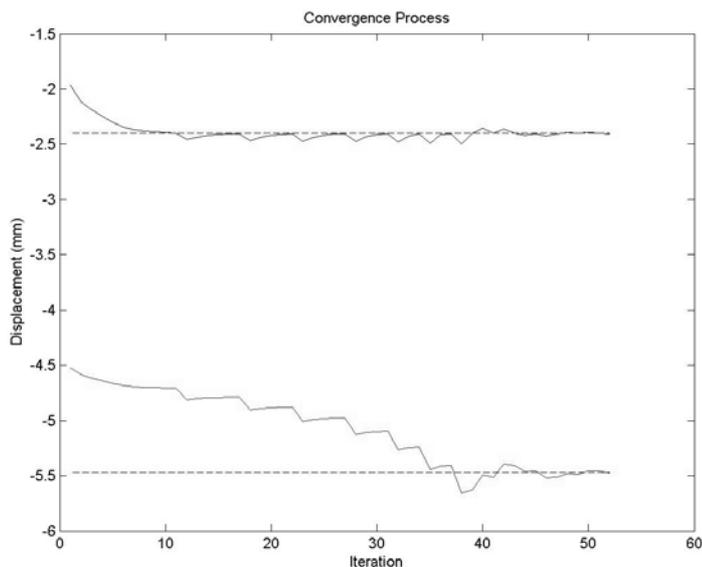


Figure 5-7 : Processus de convergence pour u_1 (en haut) et u_8 (en bas)

Nous pouvons voir, sur la figure 5-7, le processus de convergence pour les deux points de référence utilisés dans l'algorithme, les lignes horizontales pointillées représentant les cibles pour chacune des deux valeurs.

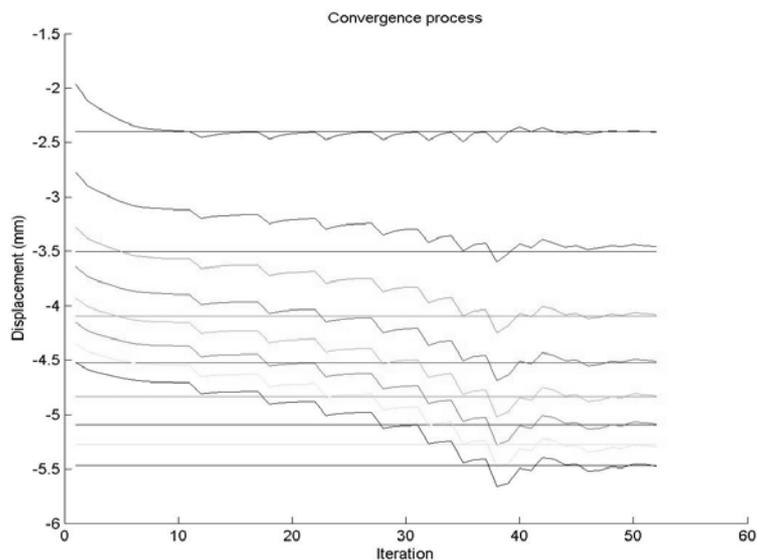


Figure 5-8 : Exemple de processus de convergence complet pour l'ensemble des niveaux de force appliquée (de 0 à 0.8N de haut en bas), chaque ligne horizontale correspondant aux cibles

Nous pouvons remarquer, sur la figure 5-8, que l'algorithme converge pour les huit points de mesures alors que seulement deux d'entre eux sont explicitement contrôlés. Cela signifie que la loi de comportement choisie au départ semble correspondre au comportement réel du matériau. La figure 5-9 présente l'erreur relative maximale pour chaque point de mesure à la fin de l'algorithme. Nous voyons que l'erreur relative maximale est de 1.4%, ce qui représente une erreur de 0.049mm.

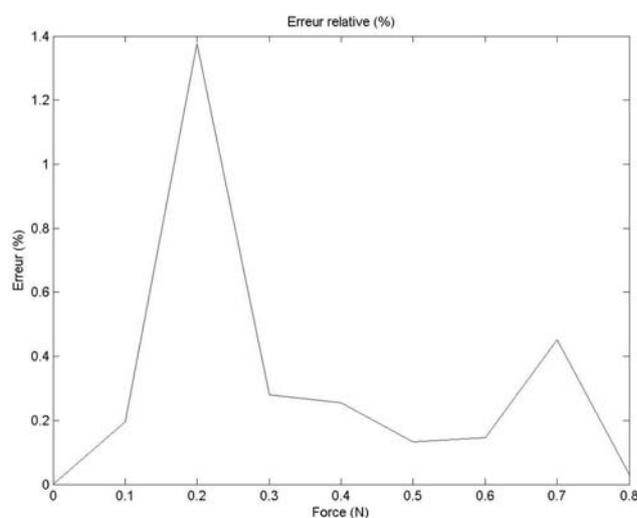


Figure 5-9 : Erreur maximale pour chaque point de mesure

5.3.6 Procédure complète de simulation

La procédure de simulation complète comporte deux étapes. Nous commençons par estimer les paramètres élastiques pour les tissus musculaires seuls. Après avoir obtenu les valeurs de ces coefficients, nous utilisons le modèle bicouche, en introduisant les valeurs précédemment trouvées dans la description mécanique des tissus musculaires et l'algorithme calcule alors les paramètres élastiques de la couche de muqueuse. Cette double opération est réalisée pour l'arrière et pour l'avant de la langue.

5.4 Résultats obtenus pour les paramètres élastiques

La figure 5-10 présente les résultats très satisfaisants obtenus au terme de toutes les simulations :

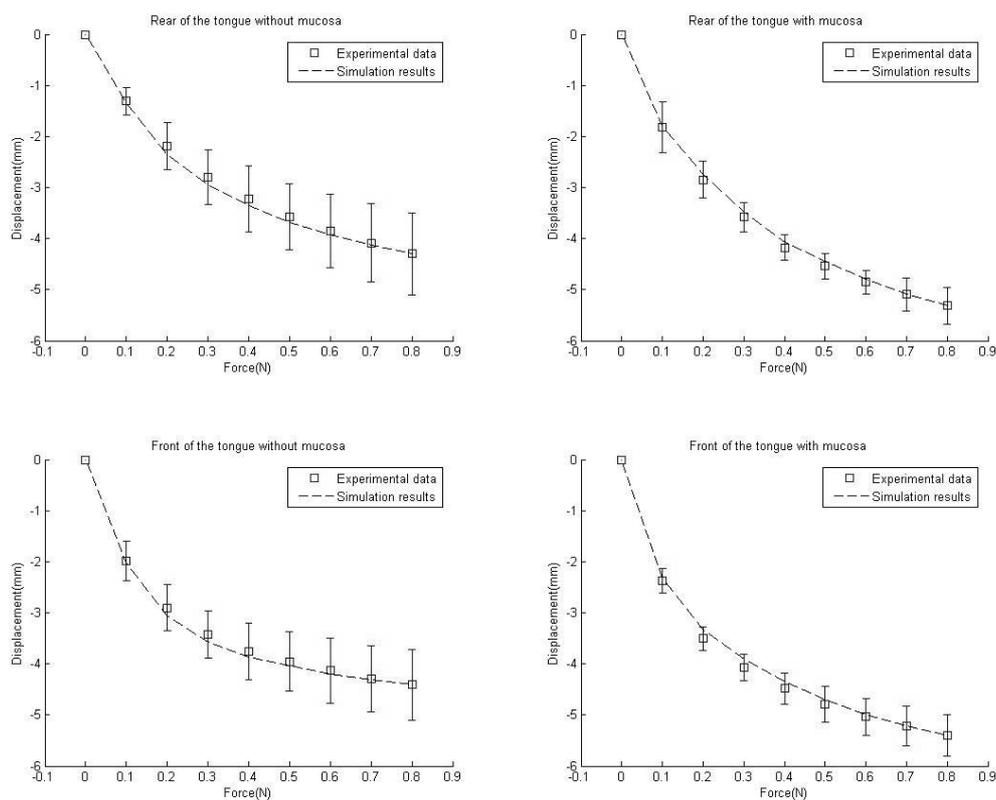


Figure 5-10 : Superposition des déplacements mesurés avec leurs écart types et des déplacements simulés

Les résultats concernant les valeurs de a_{10} et a_{20} , ainsi que E_0 , la valeur correspondante du module d'Young au repos, sont présentés dans le tableau suivant :

	a_{10} value (in Pa)	E_0 (in Pa)	a_{20} value (in Pa)
Front part of the tongue	190	1140	87
Rear part of the tongue	199	1194	89
Rear part of the tongue without mucosa	193	1158	92
Front part of the tongue without mucosa	184	1104	95
Mean value	191.5	1149	90
Standard deviation	6.2	37.5	3.5

Nous pouvons observer de très faibles différences entre les coefficients élastiques des tissus musculaires et ceux de la couche de muqueuse. Il n'est donc finalement pas nécessaire, dans le modèle de langue, de définir une couche d'éléments particulière pour la muqueuse. De plus, nous pouvons aussi voir que les propriétés mécaniques semblent les mêmes à l'arrière et à l'avant de la langue. C'est pourquoi nous appliquerons, par la suite, les mêmes propriétés mécaniques passives dans le volume complet du modèle. Nous avons choisi de prendre les valeurs moyennes :

$$a_{10}=191.5 \text{ Pa}$$

$$a_{20}=90 \text{ Pa}$$

La figure 5-11 présente la loi de comportement (contrainte en Pa) obtenue ainsi que le module d'Young (en Pa) associé, en fonction de la déformation λ .

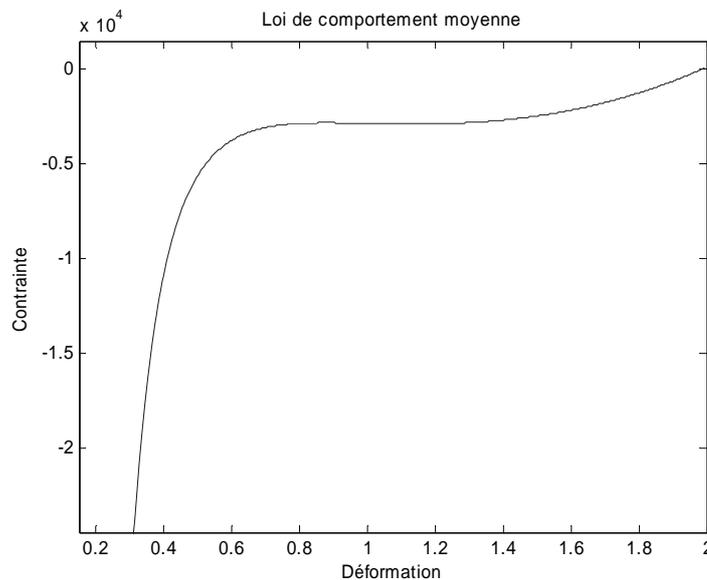


Figure 5-11 : Loi de comportement associée aux coefficients a_{10} et a_{20}

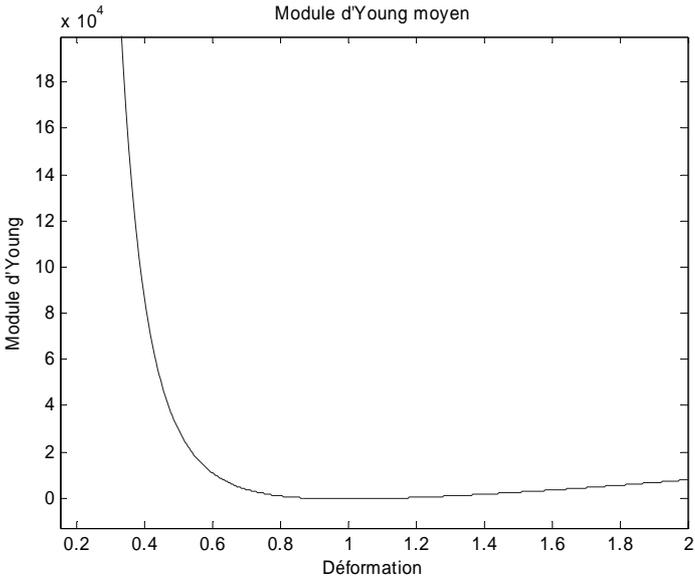


Figure 5-12 : Module d'Young associé à notre loi de comportement (à droite)

Chapitre 6 : Simulations

6.1 Aspects dynamiques du modèle

6.1.1 Amortissement

Nous avons vu comment les expériences d'indentation avaient permis de déterminer les propriétés élastiques de la langue. Pour ce qui concerne l'amortissement, nous resterons dans un cadre d'hypothèses plus simples, conformément aux propositions de Payan et Perrier (1997), qui ont choisi le cadre de l'amortissement critique. Pour cela, nous avons utilisé le modèle d'amortissement de Rayleigh (Bathe, 1982), qui définit la matrice d'amortissement $[C]$ comme une combinaison linéaire de la matrice d'élasticité $[K]$ et de la matrice de masse $[M]$. L'équation lagrangienne du mouvement s'écrit alors :

$$[M]\ddot{u} + [C]\dot{u} + [K]u = F \quad (6.1)$$

$$\text{avec } [C] = \alpha[M] + \beta[K] \quad (6.2)$$

où α et β sont les coefficients d'amortissement de Rayleigh. Pour un mode propre de pulsation ω_i , le rapport entre l'amortissement du système et l'amortissement critique vaut :

$$\xi_i = \frac{\xi}{\xi_c} = \frac{1}{2} \left(\frac{\alpha}{\omega_i} + \beta\omega_i \right) \quad (6.3)$$

La fréquence modale basse de la langue n'est pas connue. Nous considérons qu'elle est de l'ordre de la dizaine de Hz. Nous recherchons alors les valeurs α et β telles que le système soit sensiblement avec un amortissement critique sur une plage de fréquence autour de 10Hz. La largeur de la plage de fréquence est déterminée par les valeurs suivantes : $f_1 = 6Hz$ et $f_2 = 14Hz$. La résolution du système d'équation $\xi_1(2\pi f_1) = \xi_2(2\pi f_2) = 1$ donne : $\alpha = 6.22$ et $\beta = 0.11$

La figure 6-1 présente l'évolution de l'amortissement pour la plage de fréquence choisie :

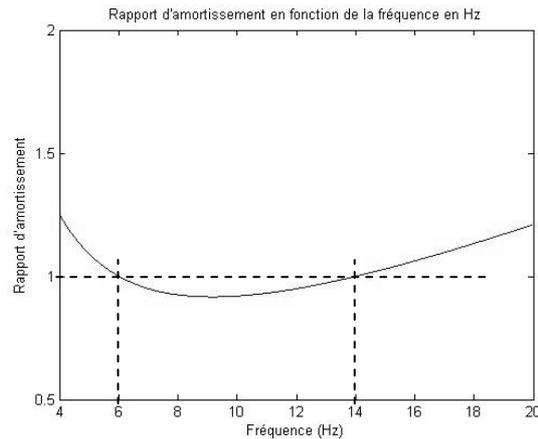


Figure 6-1 : Amortissement de Rayleigh en fonction de la fréquence pour $\alpha=6.22$ et $\beta=0.11$ correspondant à l'amortissement critique à 6 et 14Hz

6.1.2 Modèle d'application de force

L'activation musculaire peut être intégrée directement à la loi de comportement du matériau (Wilhelms-Tricarico, 1995). Si on considère une tension T exercée par une fibre de direction \vec{u} , la loi de comportement devient alors:

$$\sigma(\varepsilon, T) = f(\varepsilon) + T\vec{u} \otimes \vec{u} \quad (6.4)$$

où le terme $T\vec{u} \otimes \vec{u}$ rajoute une contrainte dans la direction de la fibre. Cependant, ANSYSTM ne dispose pas d'éléments ayant ce type de loi de comportement. Nous avons donc choisi d'adopter la même stratégie que Payan et Perrier (1997). Notre modèle est mis en mouvement par des macrofibres appliquées à certains nœuds du maillage selon le modèle de distribution de force qui sera détaillé plus loin. Le maillage étant construit de manière à reproduire la morphologie de la langue, les arêtes des éléments représentent localement les directions des fibres. On définit donc les macrofibres par une liste de nœuds, selon des directions principales (cf. figure 6-2).

La commande de chaque muscle correspond à un niveau de force dont l'intensité est répartie sur l'ensemble des macrofibres modélisant le muscle. En considérant que la densité de force est constante dans le muscle, la force développée par chaque macrofibre est modulée en fonction du volume autour de cette macrofibre. Un modèle de force distribuées applique des forces extérieures sur les nœuds de la macrofibre, de manière à reproduire le comportement d'une fibre musculaire en contraction, c'est-à-dire l'alignement des nœuds et la diminution de la longueur. Soit une fibre activée, produisant une force F . On applique aux extrémités de cette fibre une force d'intensité F dans la direction de la fibre. Ces forces vont provoquer la réduction de la longueur de la fibre. Sur les autres nœuds, on applique deux forces, dirigées de part et d'autre de la fibre. La résultante de ces forces dépend du rayon de

courbure au nœud considéré et tend à provoquer l'alignement des points de la fibre. La figure 6-3 illustre ce principe.

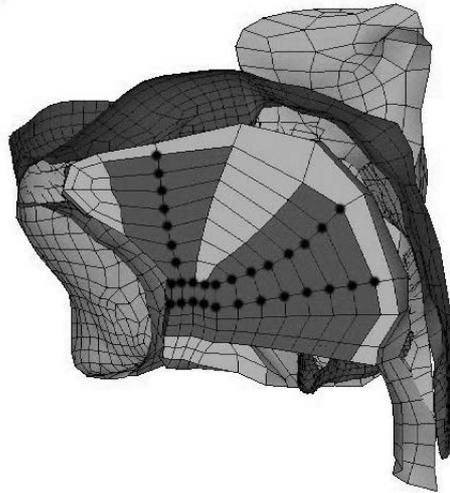


Figure 6-2 : Illustration de la définition des macrofibres (points noirs sur les nœuds du maillage)

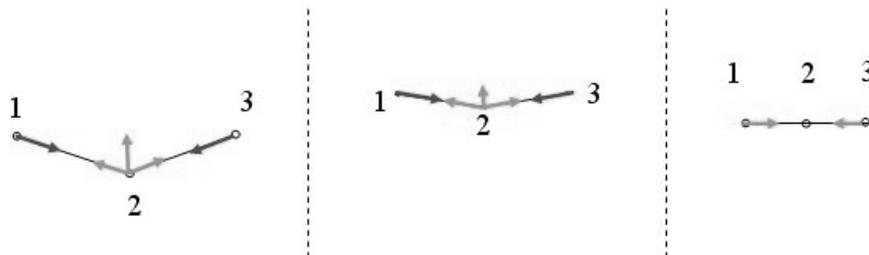


Figure 6-3 : A gauche, application des forces le long de la fibre ; les nœuds 1 et 3 représentent les extrémités de la fibre ; la résultante des forces au nœud interne 2, dont l'intensité diminue avec le rayon de courbure, aligne les nœuds (au milieu) ; à droite, la fibre est en équilibre (raccourcie et droite) et la résultante des forces au nœud interne est nulle.

Les forces appliquées varient en force et en direction en fonction des déplacements des nœuds, ce qui nécessite une actualisation régulière. C'est pourquoi nous avons intégré, dans notre calcul des simulations, un échantillonnage temporel qui nous permet de mettre à jour les forces toutes les millisecondes.

6.1.3 Conditions limites

La mandibule, le palais mou et le palais dur sont immobiles. Nous avons imposé aux nœuds de ces structures un déplacement nul dans toutes les directions. Les nœuds de la langue associés aux attaches sur la mandibule sont eux aussi immobiles. Les nœuds de la langue correspondant aux attaches sur l'os hyoïde sont couplés, leur imposant les mêmes

déplacements. La densité de la langue est fixée à 1040 kg.m^{-3} (Duck, 1990), qui donne une masse de 124g pour notre modèle et la gravité est fixée à 9.81 m.s^{-2} .

6.1.4 Calcul des équations du mouvement

Nous avons vu dans la chapitre 2, que les systèmes d'équation non linéaires statiques sont résolus par la méthode de Newton-Raphson. Or cette méthode ne permet pas de résoudre directement les équations du mouvement à l'itération n:

$$[M]\ddot{u}_n + [C]\dot{u}_n + [K]u_n = F(u_n) \quad (6.5)$$

Il faut donc transformer ce système pour le mettre sous une forme qui puisse être résolue par la méthode de Newton-Raphson (Cf chapitre 2). Pour cela, nous utilisons la méthode de Newmark, permet de calculer une estimation des dérivées premières et secondes de u_{n+1} en fonction de u_n . Ainsi, si toutes les variable dépendent de u_{n+1} , alors on aboutit à un système de la forme $G(u_{n+1})=b$, qui peut être résolu par Newton-Raphson.

6.2 Etude de l'impact de chaque muscle activé individuellement

Nous présentons ici les premiers résultats obtenus avec notre modèle. Les simulations ont une durée de 120ms, et la force développée par chaque muscle est appliquée selon une fonction échelon sur la durée totale de la simulation. L'impact des muscles définis dans notre modèle sur la forme de la langue est évalué qualitativement sur la base de mesures expérimentales de la forme du conduit vocal dans le plan medio sagittal grâce aux données radiographiques publiées par Bothorel et al. (1986) pour les phonèmes du français et par Perkell (1969) pour l'anglais.

6.2.1 Génioglosse Postérieur

La figure 6-4 montre les résultats obtenus pour une activation du Génioglosse Postérieur (GGp) avec une force de 2N. Le GGp est connu pour son rôle dans des voyelles hautes antérieures telles que le /i/, le /I/ ou encore le /e/ (Baer et al., 1985). Les résultats montrent une déformation principale d'arrière en avant de l'arrière de la langue ainsi qu'une élévation du dos de la langue due aux contacts avec les incisives inférieures et à l'incompressibilité des tissus linguaux. L'équilibre mécanique est atteint au bout de 105ms et la vitesse maximale d'avancement de la langue est de 19cm/s. L'avancement de la partie postérieure de la langue est de 1,7 cm et l'élévation du dos de la langue est de 0.9 cm. Ces simulations correspondent qualitativement aux données collectées par Bothorel (1986) et Perkell (1969). Cependant, les amplitudes de ces deux phénomènes est plus faible que ce que

nous attendions au vu des données articulatoires sur ces voyelles et des simulations réalisées avec le modèle 2D de Payan et Perrier (1997).

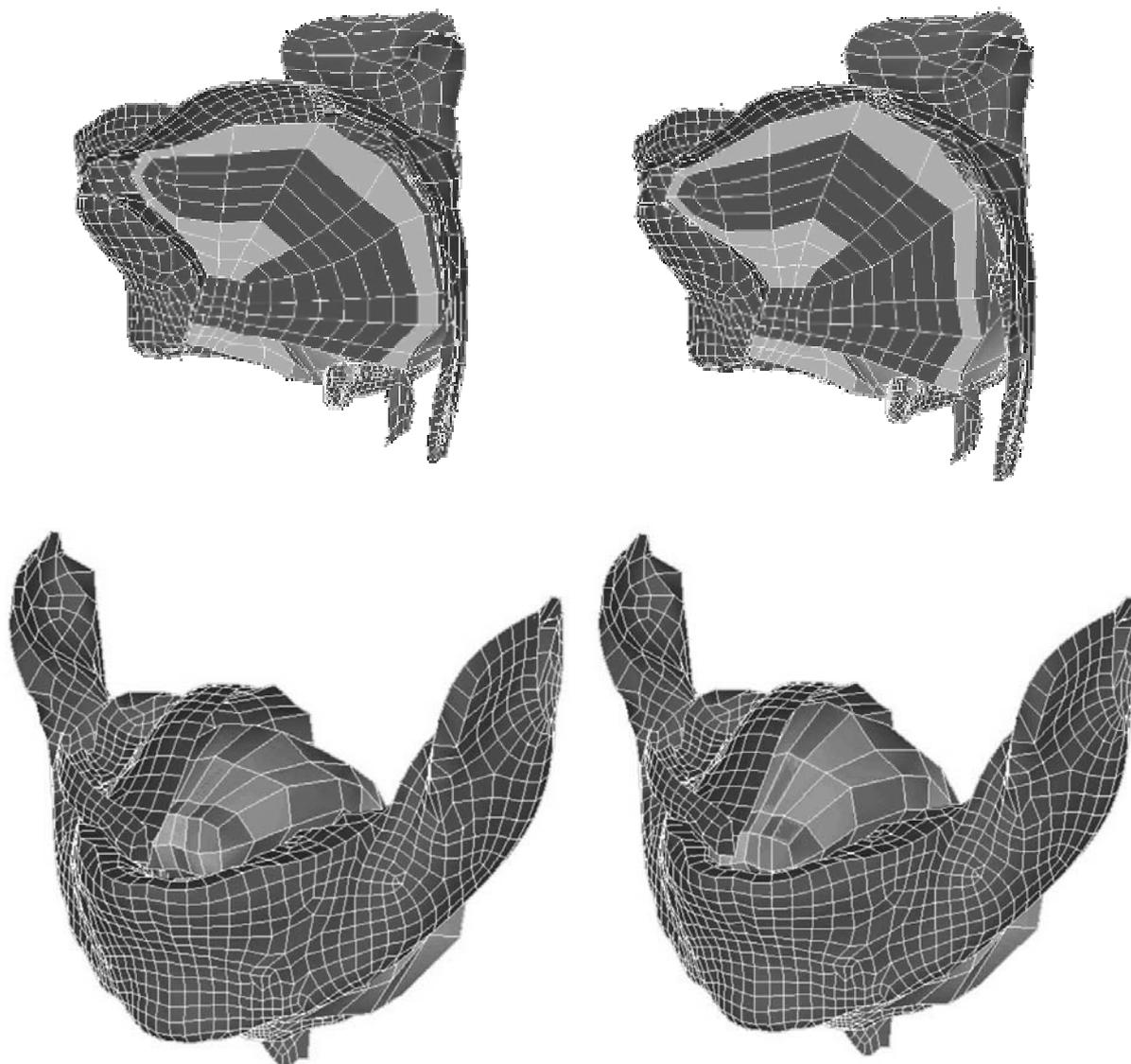


Figure 6-4 : Résultats obtenus pour l'activation du GGp avec une force de 2N. En haut : vue en coupe sagittale (position de repos à gauche et position finale à droite) ; en bas : vue 3D oblique (position de repos à gauche et position finale à droite)

Ceci s'explique vraisemblablement par le fait, que dans ce modèle, l'activation du GGp ne produit pas uniquement des déformations dans le plan medio sagittal. L'incompressibilité et l'isotropie des tissus linguaux entraînent un élargissement de la langue dans le plan coronal. Nous verrons que cet élargissement peut être contrôlé par l'activation du Transversalis.

6.2.2 Gélioglosse Antérieur

La figure 6-5 montre les déformations engendrées par l'activation du Gélioglosse Antérieur avec une force de 0.5N. Ses fibres orientées verticalement provoquent une action de haut en bas sur la partie apicale, limités par les contacts latéraux de la langue sur l'intérieur de l'arc dentaire. Le mouvement a une durée de 80 ms.

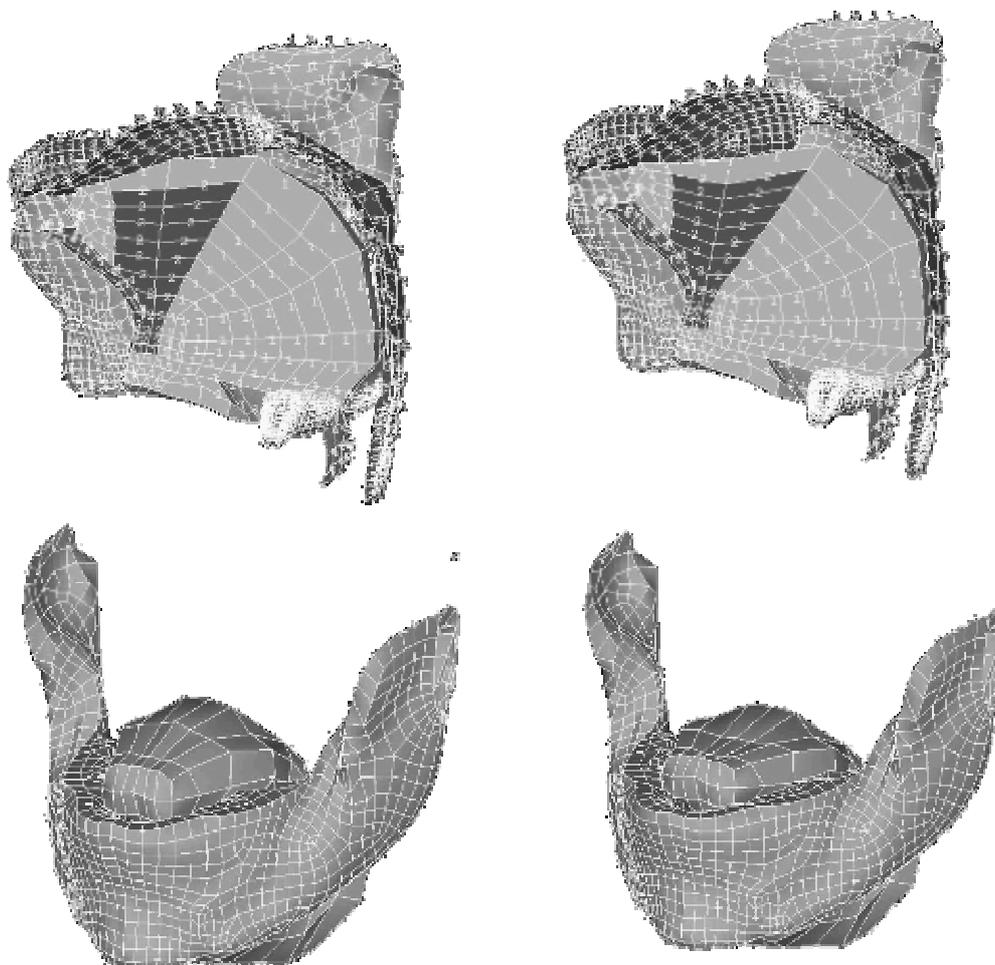


Figure 6-5 : Déformations obtenues pour une activation du Gélioglosse Antérieur avec une force de 0.5N. Position de repos en coupe sagittale (en haut à gauche) et en vue oblique (en bas à gauche). Configuration déformée en coupe sagittale (en haut à droite) et en vue oblique (en bas à droite)

La compression de la partie apicale associée à l'hypothèse d'incompressibilité des matériaux provoque un léger recul de la partie postérieure de la langue. Contrairement à ce que nous attendions, on peut observer une élévation d'environ 1mm des nœuds à l'extrémité de l'apex. Nous expliquons ce phénomène par la définition des macrofibre du GGa. Dans cette zone, la structure du maillage ne permet pas de reproduire parfaitement l'orientation des fibres du GGa, qui forment un arc dont la concavité est orientée vers l'apex, alors qu'elle sont quasiment rectilignes dans notre modèle. Cette observation peut constituer une piste pour

redéfinir le maillage plus finement dans la partie apicale. Dans notre modèle, l'activation du GGa provoque cependant l'abaissement de la plus grande partie de la pointe de la langue, ce qui correspond aux comportements observés (Baer et al., 1988). On note aussi l'apparition d'un sillon central net dans la partie centrale antérieure de la langue

6.2.3 Hyoglosse

L'activation du hyoglosse abaisse la partie dorsale de la langue et provoque un mouvement d'ensemble du corps de la langue d'avant en arrière, induisant un rapprochement entre la langue et la paroi postérieure de la langue. La figure 6-6 montre les résultats obtenus pour une activation du Hyoglosse avec une force de 2N.

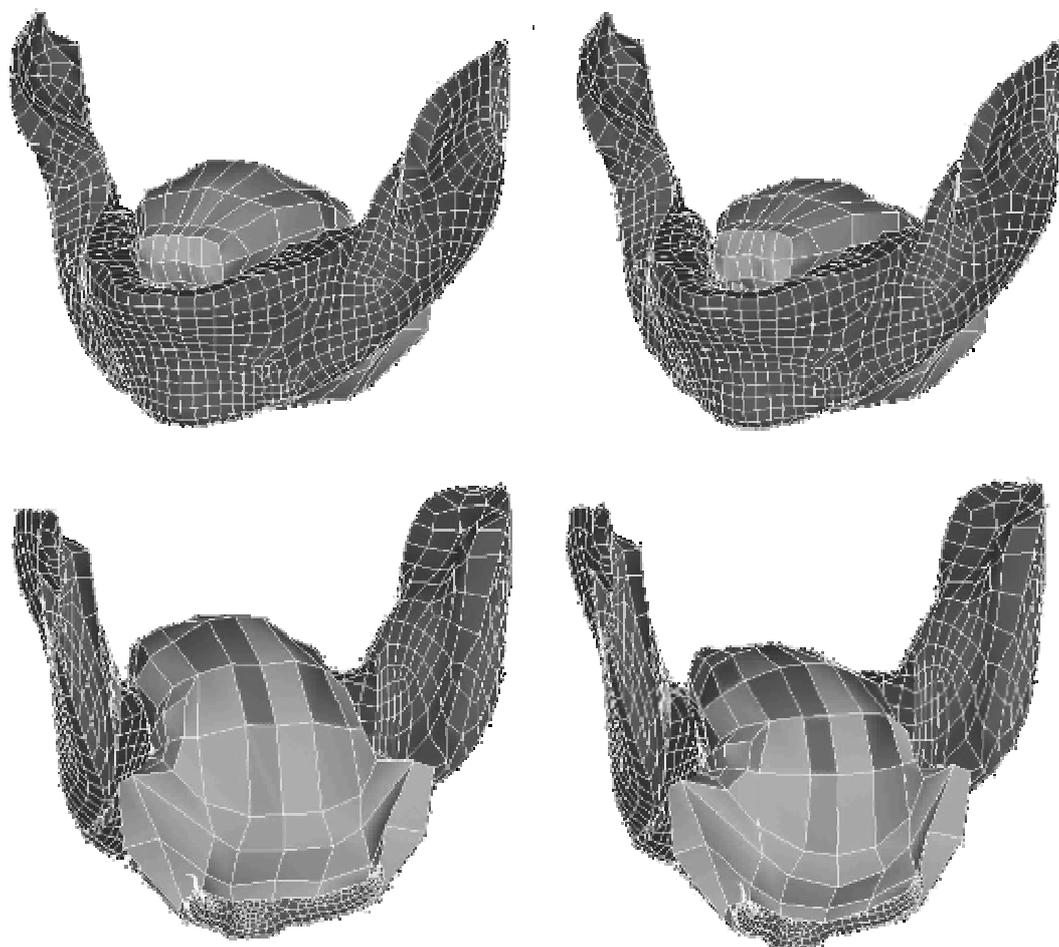


Figure 6-6 : Déformations obtenues pour une activation du Hyoglosse avec une force de 2N. Positions de repos en vue oblique avant (en haut à gauche) et en vue oblique arrière (en bas à gauche). Configuration déformée en vue oblique avant (en haut à droite) et en vue oblique arrière (en bas à droite)

Le mouvement a une durée de 110 ms et on peut observer, un abaissement de la partie postérieure de 1,2 cm et un recul de 4 mm. Ceci est conforme aux propositions de Baer

et al. (1988) qui considèrent que ce muscle joue un rôle majeur dans la production de la voyelle /a/.

6.2.4 Styloglosse

La figure 6-8 montre les résultats obtenus pour une activation du Styloglosse avec une force de 2N. Il provoque une élévation de la partie dorsale de la langue, accompagné d'un léger abaissement de l'apex et d'un mouvement de recul du corps de la langue.

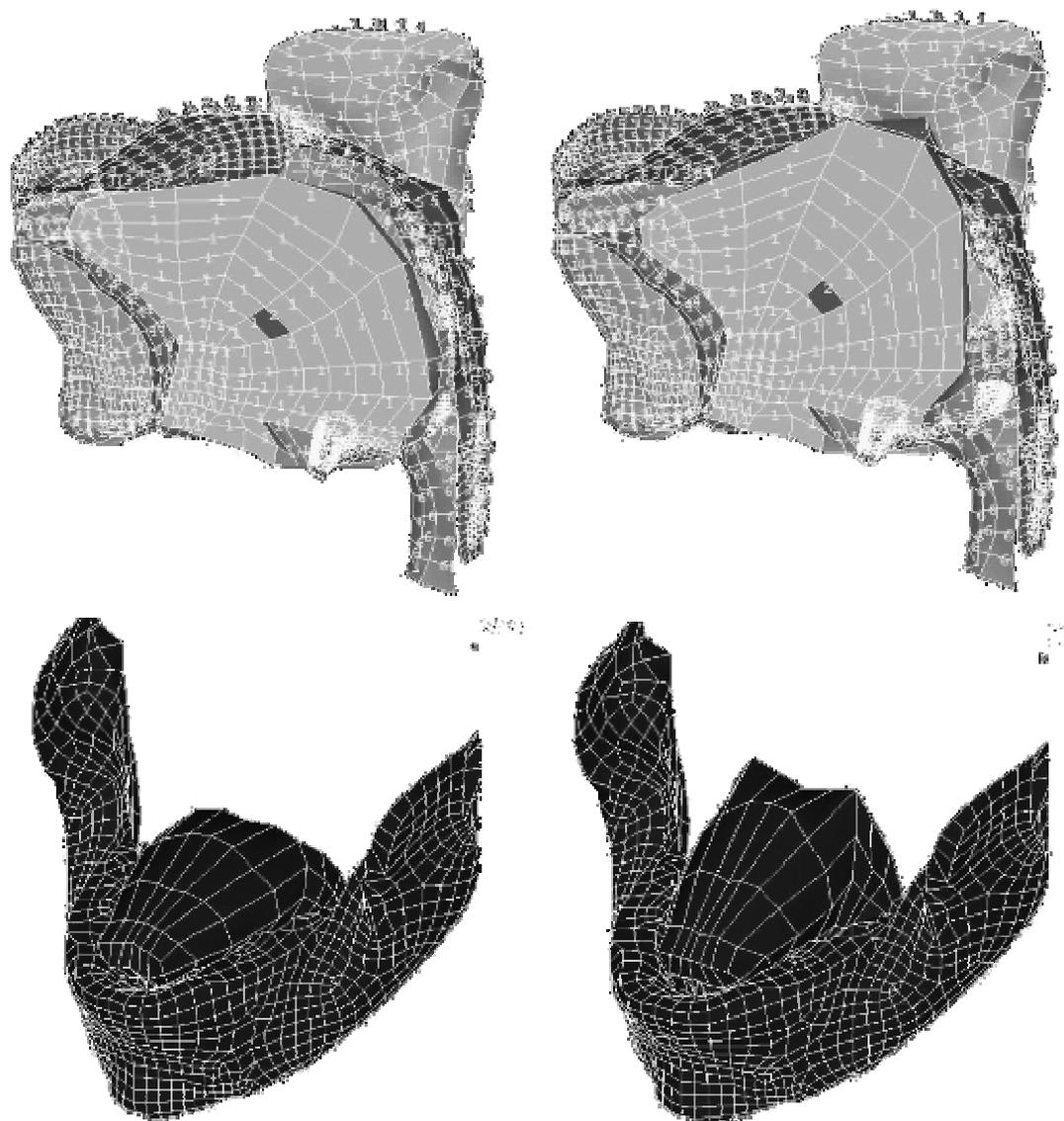


Figure 6-7 : Déformations obtenues pour une activation du Styloglosse avec une force de 2N. Positions de repos en vue oblique avant (en haut à gauche) et en vue oblique arrière (en bas à gauche). Configuration déformée en vue oblique avant (en haut à droite) et en vue oblique arrière (en bas à droite)

Le mouvement a une durée de 105 ms. La configuration obtenue est très proche des formes de la langue observées lors de la production des voyelles vélaire telles que le /u/. Ces

résultats sont en accord avec les données électromyographiques (Baer et al.,1988) associant la production des sons vélares à l'activation du styloglosse.

6.2.5 Inferior Longitudinalis

La figure 6-8 présente les déformations obtenues pour une activation de l'Inferior Longitudinalis avec une force de 0.5N.

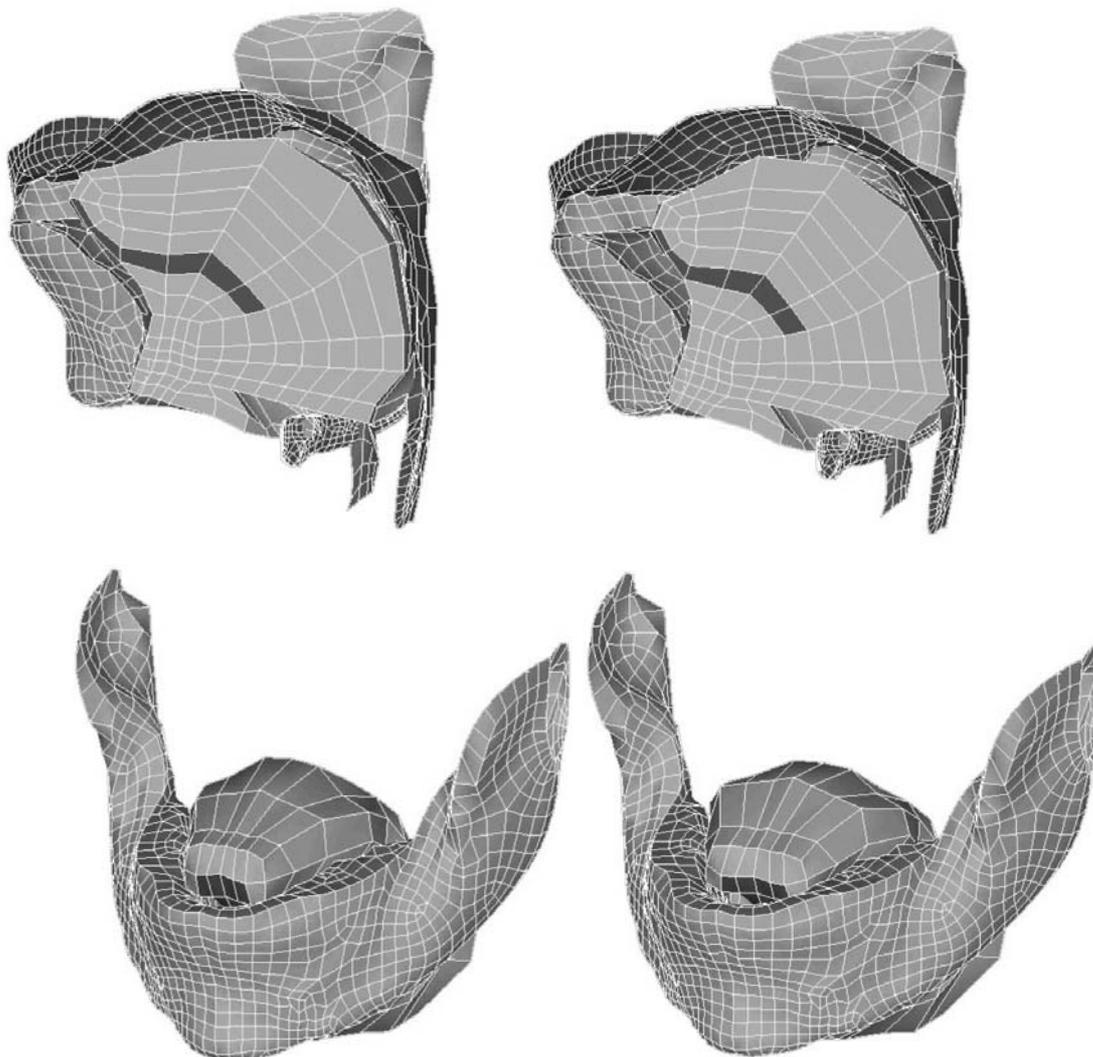


Figure 6-8 : Déformations obtenues par activation de l'Inferior longitudinalis avec une force de 0,5N. Position initiale en vue sagittale (en haut à gauche), position finale en vue sagittale (en haut à droite), position initiale en vue oblique (en bas à gauche) et position finale en vue oblique (en bas à droite)

Son activation provoque dans la modèle le recul de la partie apicale, accompagné d'un abaissement de l'apex. La durée du mouvement est de 110 ms. Nous pouvons également observer un bombement du dos de la langue. En effet, l'Inferior Longitudinalis est un muscle intrinsèque ne possédant donc pas d'attache sur les structures osseuses. Les parties postérieures et antérieures de l'Inferior Longitudinalis vont exercer deux forces dirigées dans

la même direction mais de sens opposé, ce qui provoque une légère avancée des fibres postérieures et un recul des fibres antérieurs, obtenant ainsi une compression de la partie centrale de la langue. Alors, grâce à l'hypothèse d'incompressibilité, l'épaisseur et la largeur de la langue augmentent dans sa partie centrale, respectivement de 1.5 et 2mm.

6.2.6 Superior Longitudinalis

La figure 6-9 présente les résultats obtenus pour une activation du Superior longitudinalis avec une force de 0.5N.

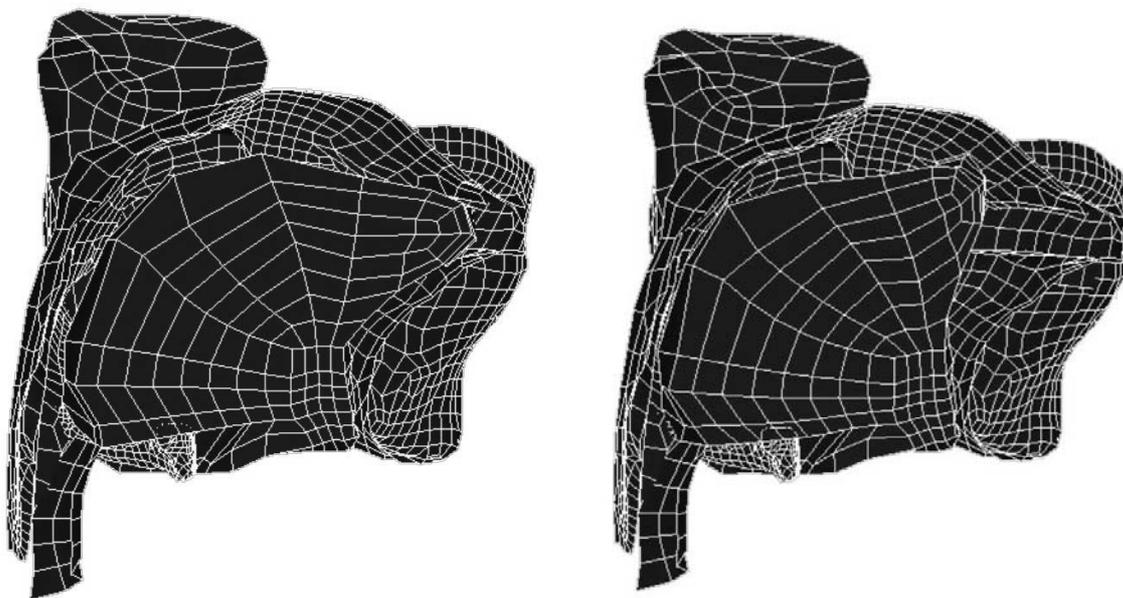


Figure 6-9 : Déformations obtenues pour une activation du superior longitudinalis avec une force de 0.5N. Position de repos (à gauche) et position finale (à droite)

Ce muscle est activé lors de la production des consonnes alvéolaires telle que le /t/. Conformément à ce que nous attendions, nous pouvons observer sur les simulations une élévation de l'apex. Ce mouvement, d'une durée de 85 ms est accompagné d'un recul global du corps de la langue. Les différents tests effectués sur le superior longitudinalis permettent de montrer l'importance de la géométrie dans le comportement final du modèle. En effet, dans un premier temps, ce muscle était modélisé uniquement dans la partie dorsale de la langue. Dans ce cas, son activation provoquait uniquement une diminution de la longueur du dos de la langue, sans produire une élévation nette de l'apex. L'intégration des données morphologiques de Takemoto (2001), localisant le superior longitudinalis sur l'intégralité de la surface de la langue ainsi qu'autour de l'apex, ont permis d'obtenir la forme proposée figure 6-9, correspondante au comportement attendu de ce muscle. Cependant, nous remarquons également que le dos de la langue est haut dans la partie vélaire, ce qui est incompatible avec la production du /t/. Nous pouvons en conclure que la production de la

consonne /t/ requiert non seulement l'activation du Superior Longitudinalis, mais également l'activation d'autres muscles permettant d'abaisser le dos de la langue dans la partie vélaire.

6.2.7 Transversalis

La figure 6-11 présente les déformations obtenues par l'activation du Transversalis avec une force de 2N.

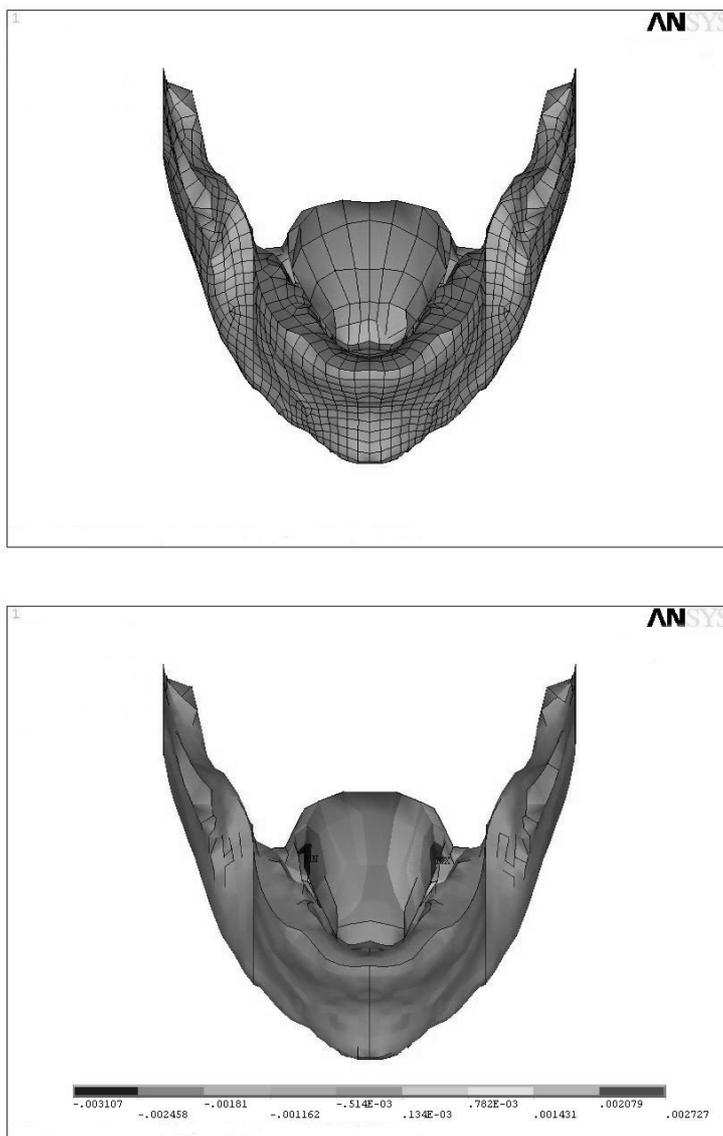


Figure 6-10 : Déformations obtenues pour le Transversalis activé avec une force de 2N. Position initiale en vue frontale (en haut) et configuration déformée (en bas) où les niveaux de gris représentent les déplacements latéraux des nœuds.

La contraction des fibres du Transversalis provoque, comme nous l'attendions, la diminution de la largeur de la langue. La durée du mouvement est de 85ms. Une conséquence de l'hypothèse de l'incompressibilité est une augmentation de la longueur de la langue de 2mm. Son épaisseur dans la partie sagittale augmente de 3mm, et nous observons

un bombement de la partie centrale de la langue. Contrairement aux modèles bidimensionnels et semi-tridimensionnels, notre modélisation permet d'estimer l'impact de ce muscle sur la forme de la langue, les résultats obtenus étant conformes aux attentes. Nous verrons plus loin que les actions combinées du Transversalis et du GGp permet d'augmenter l'amplitude de la montée du dos de la langue, dans l'objectif de produire un contact palatal.

6.3 Action simultanée de plusieurs muscles

6.3.1 GénioGLOSSe postérieur et Transversalis

Nous avons vu que l'activation du génioGLOSSe postérieur permet d'élever le dos de la langue, grâce à l'incompressibilité, à l'isotropie et aux contacts sur les incisives inférieures. Nous avons également vu que l'activation du Transversalis, dont les déformations principales sont orthogonales au plan medio sagittal, provoque aussi une élévation du dos de la langue, toujours grâce aux hypothèses d'incompressibilité et d'isotropie. Nous avons alors étudié de quelle manière l'activation du transversalis pouvait compléter l'action du GénioGLOSSe postérieur pour l'élévation du dos de la langue. Les résultats sont présentés sur la figure 6-11.

La combinaison de l'activation du GGp à 1N et du Transversalis à 1N a permis de limiter l'expansion coronale de la langue, et également d'augmenter l'amplitude de l'élévation du dos de la langue jusqu'à 1.3cm. Cet exemple montre clairement la manière avec laquelle les muscles peuvent influencer la forme de la langue dans les directions orthogonales à celle de leurs fibres, apportant ainsi une justification de la nécessité d'une représentation tridimensionnelle de la langue.

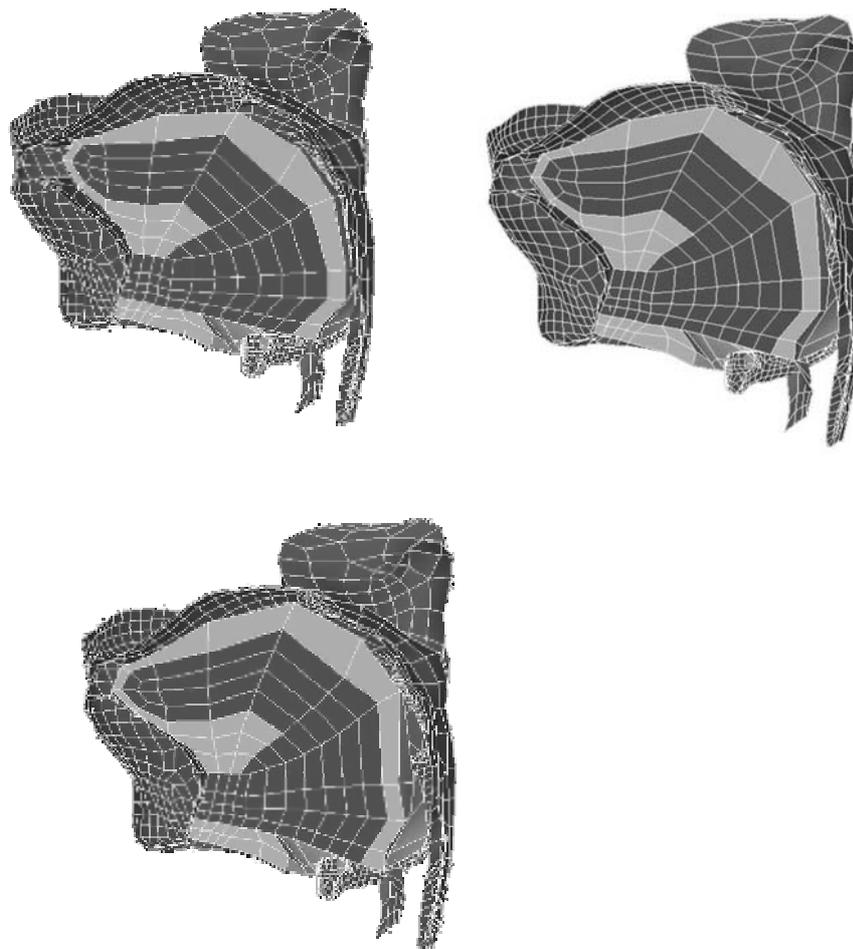


Figure 6-11 : Impact de l'activation du Transversalis lors de la montée de la partie dorsale de la langue. Position de repos (en haut à gauche), position finale pour une activation du GGP à 1N (en haut à droite) et position finale pour une activation conjointe du GGP (1N) et du Transversalis (2N) (en bas),

6.3.2 Gélioglosse Postérieure et Gélioglosse Antérieur

Nous avons vu que l'activation du GGa entraîne l'abaissement de la langue dans la partie apicale. Mais elle provoque également l'apparition d'un creux dans la partie apicale, similaire à ceux observés pendant la production du phonème /i/. Ces résultats suggèrent que la production du son /i/ peut être la conséquence de l'activation conjointe du Gélioglosse antérieur, du gélioglosse postérieur et du Transversalis. Nous avons donc testé les activations conjointes du GGp avec une force de 2N, du transversalis avec une force de 1N et du GGa avec une force de 0.5N. Les résultats obtenus sont montrés figure 6-12.

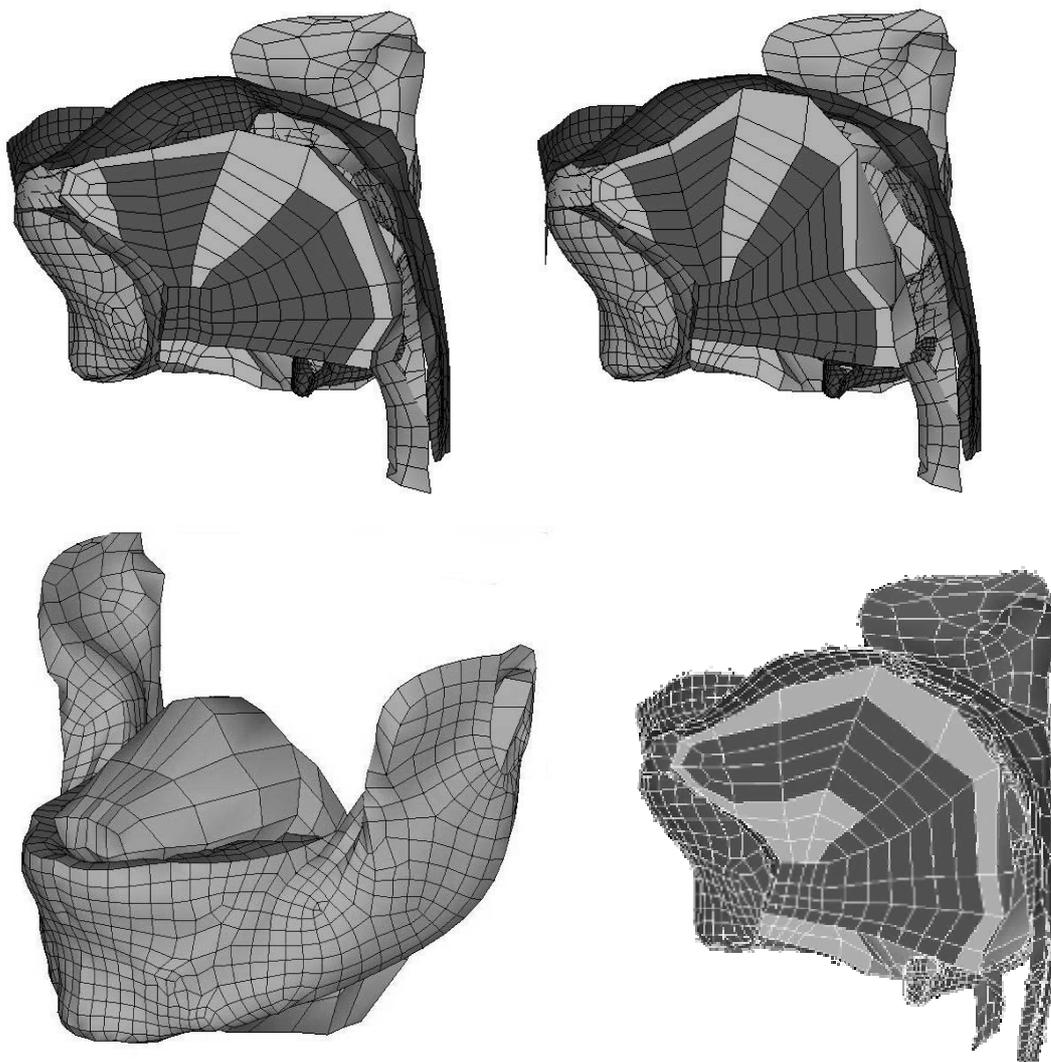


Figure 6-12 : Impact de l'activation conjointe du GGp (2N), du Transversalis (1N) et du GGa (0.5N). Position initiale (en haut à gauche), position finale (en haut à gauche) dans laquelle apparaît un creux dans la partie apicale que l'on ne voit pas dans la position finale lors de la seule activation du GGp (en bas à droite) et position finale en vue 3D oblique (en bas à gauche)

Nous pouvons observer l'apparition d'un creux dans la partie apicale de la langue (figure 6-12 en haut à droite) qui n'existait pas sans activation du GGa (Figure 6-12 en bas à droite). Le contrôle de l'activation. L'activation du GGa permet alors de contrôler l'écart entre le palais et la surface de la langue dans sa partie apicale. Cependant, le début de la constriction est légèrement en arrière par rapport aux formes décrites par Bothorel et al. (1986) pour le phonème /i/. L'augmentation de l'activation du GGp permettrait d'avancer le début de cette constriction, le GGa étant alors utilisé pour contrôler finement la largeur de la constriction.

Conclusion

La construction de ce nouveau modèle de langue s'inscrit, à plus long terme, dans l'objectif comprendre quel est l'impact respectif de la mécanique du système et du contrôle moteur sur les mouvements de la parole et dans quel mesure le système nerveux central intègre les propriétés mécaniques du système de production de parole dans la planification des commandes musculaires. Il est alors indispensable de disposer de modèles biomécaniques réalistes, utilisés conjointement à l'analyse de données expérimentales.

Les modèles créés depuis les travaux précurseurs de Perkell en 1969 ont vu leur complexité augmenter régulièrement, pour atteindre des niveaux de réalisme très élevés, en particulier avec les modèles de Wilhelms-Tricarico. Cependant, si la plupart des modèles ont permis ou permettent encore l'étude de la mécanique ou du contrôle moteur, le travail de Wilhelms-Tricarico pose la question des limites à imposer en termes de complexité de la description physiques des articulateurs de la parole. En effet, aussi précise que soit la description mécanique, si des problèmes numériques ou algorithmiques empêchent le calcul des simulations, ce modèle est inexploitable. Le choix de nos hypothèses de modélisation repose sur la nécessité de trouver un bon compromis entre le niveau de complexité requis et les phénomènes que nous voulons étudier.

Les premiers résultats des simulations ont montré que les propriétés mécaniques utilisées permettent de générer des mouvements ayant les mêmes caractéristiques dynamiques que les mouvements de parole. Il est bien sûr possible de contester l'omission de propriétés telles que la viscoélasticité ou encore la plasticité, mais notre approche mécanique a été dans un premier temps de construire un modèle simple et si nécessaire, il conviendra d'augmenter le niveau de complexité, avec toujours pour objectif de pouvoir exploiter ce modèle de manière fiable. Les premiers résultats montrés dans cette thèse ont permis d'étudier l'impact de chaque muscle sur la forme globale de la langue, ainsi que l'impact de l'activation simultanée de plusieurs muscles, ainsi que l'influence de la modélisation tridimensionnelle sur les déformations sagittales (par exemple, grâce à l'étude du Transversalis pour l'élévation du dos de la langue). Ces premiers résultats semblent montrer que le modèle se comporte de manière cohérente avec les connaissances que nous avons sur l'impact des muscles sur la forme de la langue.

L'étude rhéologique des tissus linguaux a permis de fournir une première caractérisation expérimentale des propriétés mécaniques de la langue. Les résultats obtenus pour le module d'Young des tissus linguaux sont inférieurs aux hypothèses publiées dans la littérature (Payan et Perrier, 1997 ; Dang et Honda, 2004). Ces valeurs ont été intégrées dans le modèle et ont permis de générer des mouvements caractéristiques des gestes de parole, en temps et en amplitude, avec des niveaux de forces. Nous avons, pour la première fois, pu vérifier le rôle du Transversalis pour éviter l'élargissement trop important de la langue, dans le cas d'un modèle tridimensionnel complet. Le rôle de ce muscle pose alors la question de savoir si la largeur de la langue est une conséquence de la physique (contacts latéraux) ou si elle relève du contrôle moteur. La comparaison de l'intensité des contacts obtenus par simulation avec des mesures de pressions de contact sur des locuteurs est une piste à explorer. Les résultats obtenus pour l'activation conjointe du GGp et du GGa est un résultat nouveau concernant la production de la voyelle /i/. En effet, les simulations semblent montrer que le creux caractéristique du /i/ dans la partie apicale peut être la conséquence de l'activation du GGa. Il reste pourtant à terminer la phase de validation mécanique du modèle, condition indispensable à une utilisation fiable du modèle par la suite. Pour cela, nous pourrions utiliser les données articulatoires recueillies sur le locuteur dont les données ont servi à déterminer la forme de notre modèle.

La création d'un tel modèle n'est qu'une étape. Une fois la validation mécanique terminée, ce modèle sera l'outil central qui nous servira à étudier le contrôle moteur et poursuivre les travaux déjà réalisés sur l'estimation de l'impact de la mécanique sur les stratégies de planification des commandes motrices. Les autres cadres d'utilisation de ce modèle sont médicales. Une fois que le modèle sera capable, quel que soit la géométrie, d'apprendre les relations entre les commandes et le signal acoustique, nous pouvons envisager l'étude de l'impact de la glossectomie sur les capacités de parole d'un patient. Pour cela, il sera nécessaire d'extraire la forme du conduit vocal du patient à l'aide d'images IRM ou scanners (comme nous l'avons fait pour adapter le modèle générique au locuteur PB), et d'adapter le maillage à la nouvelle géométrie. Ensuite, nous devons modifier la forme du maillage pour simuler numériquement le geste chirurgical. Le modèle devra alors ré-apprendre les relations entre les commandes et l'acoustique, et nous pourrions alors estimer quelle sera l'influence du geste chirurgical sur les capacités de production de parole du patient. Une autre étude est menée au laboratoire TIMC (Grenoble) sur l'apnée du sommeil. L'objectif est d'utiliser un modèle biomécanique afin d'étudier les interactions fluide-parois produisant le phénomène d'apnée du sommeil.

Bibliographie

- Abd-El-Malek S. (1939) Observations on the morphology of the human tongue. *Journal of anatomy* Vol. 73:pp 201-210.
- Alfonso P.J. et Baer T. (1982) Dynamics of vowel articulation. *Language and Speech* Vol. 25:pp 151-173.
- Alfonso P.J., Honda K., Baer T. et Harris K.S. (1982) Multichannel study of tongue EMG during vowel production. *Journal of the Acoustical Society of America* Vol. 71. S54A
- Badin P., Bailly G., Revéret L., Baciú M., Segebarth C. et Savariaux C. (2002) Three-dimensional articulatory modeling of tongue, lips and face, based on MRI and video images. *Journal of Phonetics* Vol. 30(3):pp 533-553.
- Baer T., Alfonso P.J. et Honda K. (1988) Electromyography of the tongue muscles during vowels in /pVp/ environment. *Annual bulletin, Research Institute of Logopedics and Phoniatrics*, University of Tokyo Vol. 22:pp 7-19.
- Barnwell Y.M., Klueber K. et Langdon H.L. (1978) The anatomy of intrinsic musculature of the tongue in the early human foetus : Part II , longitudinalis inferior. *International Journal of Oral Myology* Vol 4:pp 5-8.
- Barnwell Y.M., Klueber K. et Langdon H.L. (1978) The anatomy of intrinsic musculature of the tongue in the early human foetus : Part I , longitudinalis superior. *International Journal of Oral Myology* Vol 4:pp 5-8.
- Bathe K.J. (1982) *Finite element Procedures in Engineering Analysis*: Prentice-Hall, Englewood Cliffs.
- Belytschko T., Parimi C, Moes N., Sukumar N. et Usui S (2003) Structures extended finite element methods for solids defined. *International Journal of Numerical Methods in Engineering* Vol. 56:pp 609-635.
- Berar M., Desvignes M., Bailly G. et Payan Y. (2004) 3D mesh registration : application to statistical skull model. *Proceedings of the international conference on Image analysis and recognition, ICAR 2004, Porto, September 2004*.
- Berthelot J.-M. (1999) *Matériaux composites*. Editions Masson.
- Bischoff J.E., Arruda E.M. et Grosh K. (2000) Finite Element modelling of human skin using an isotropic, nonlinear elastic constitutive model. *Journal of Biomechanics* Vol 33:pp 645-652.

- Blatz P.J. et Ko W.L. (1962) Application of finite elastic theory to the deformation of rubbery materials. *Transactions of the Society of Rheology* Vol. 6:pp 223-251.
- Bonet J. et Wood R.D. (1997) *Nonlinear continuum mechanics for finite element analysis*. Cambridge University Press.
- Bothorel A., Simon P., Wioland F. et Zierling J.-P. (1986) *Cineradiographie des voyelles et des consonnes du français*. Institut de Phonétique, Université Marc Bloch, Strasbourg, France.
- Bouchet A. et Cuilleret J. (1991) *Anatomie : Tome I*. Editions Masson.
- Bunton K. et Weismer G. (1994) Evaluation of reiterant force-impulse task in the tongue. *Journal of Speech, Language and Hearing Research* Vol. 37:pp 1020-1031.
- Chabanas M., Luboz V. et Payan Y. (2003) Patient specific element model of the face soft tissue for computer assisted maxillofacial surgery. *Medical image analysis* Vol. 7(2):pp 131-151.
- Chevalier L. (1996) *Mécanique des systèmes et des milieux déformables*. Editions Ellipse.
- Couteau B., Payan Y. et Lavallée S. (2004) The mesh-matching algorithm: an automatic 3d mesh generator for finite element structures. *Journal of Biomechanics* Vol. 33:pp 1005-1009.
- Craveur J.C (1996) *Modélisation des structures : calcul par éléments finis*.
- Dang J. et Honda K. (2003) Construction and control of a physiological articulatory model. *Journal of the Acoustical Society of America* Vol. 115(2):pp 853-870.
- Dang J. et Honda K. (2002) Estimation of vocal tract shapes from speech sounds with a physiological articulatory model. *Journal of the Acoustical Society of America* Vol 30:pp 511-532.
- Dang J. et Honda K. (2001) A physiological articulatory model for simulating speech production process. *Acoustical Science and Techniques*, Vol. 22(6), pp 415-425
- Delaunay B. (1934) Sur la sphère. *Izvestia Akademia Nauk SSSR, VII Seria, Otdelenie Matematicheskii i Estertvennyka Nauk* Vol. 7:pp 793-800.
- Donkelaar C.C, Wilhelms P.J.B, Muijtjens A.M.M. et Drost M.R. (1999) Skeletal muscle transverse strain during isometric contraction at different lengths. *Journal of Biomechanics* Vol. 32:pp 755-762.
- Doran G.A. et Bagget H. (1972) The genioglossus muscle : AA reassessment of its anatomy in some mammals including man. *Acta Anatomica* Vol. 83:pp 403-410.
- Duck F.A. (1990) *Physical properties of tissues : a comprehensive reference book*. London Academic Press.

- Engwall O. (2000) A 3D tongue model based on MRI data. *Proceedings ICSLP 2000* Vol. 3: pp 901-904.
- Feldman A.G. (1986) Once more on the equilibrium point hypothesis for motor control. *Journal of Motor Behavior* Vol 18(1):pp 17-54.
- Feldman A.G. (1966) Fonctionnel tuning of the nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture - II Controllable parameters of the muscles. *Biophysics* Vol.11:pp 565-578.
- Fuchs S., Perrier P. et Mooshammer C. (2001) The role of palate in tongue kinematics : an experimental assessment in VC sequences from EPG and EMMA data. *Proceedings of Eurospeech 2001*:pp 1487-1490, Aalborg, Denmark.
- Fung Y.C. (1993) *Biomechanics : Mechanical properties of Living Tissues*. New-York, Springer-Verlag
- Gérard J.M., Ohayon J., Luboz V., Perrier P. et Payan Y. (2004) Indentation for estimating the human tongue soft tissues constitutive law : application to a 3D biomechanical model (to appear)
- Gérard J.M., Wilhelms-Tricarico R., Perrier P. et Payan Y. (2003) A 3D dynamical biomechanical tongue model to study speech motor control. *Recent Research and Developments in Biomechanics* Vol. 1:pp 49-64.
- Gomi H. et Kawato M. (1996) Equilibrium point control hypothesis examined by measured arm-stiffness during multi-joint movement. *Science* Vol. 272:pp 117-120.
- Gribble P.L., Ostry D.J., Sanguinetti V. et Laboissière R. (1998) Are complex control signals required for human arm movement? *Journal of Neurophysiology* Vol 79(3):pp 1409-1424.
- Gurtin M.E. (1981) *An introduction to continuum mechanics*. New-York Academic Press.
- Hashimoto K. et Suga S. (1986) Estimation of the muscular tensions of the human tongue by using a three-dimensional model of the tongue. *Journal of the Acoustical Society of Japan* Vol 7(1):pp 39-46.
- Hill A.V. (1938) The heat of shortening and the dynamic constant of muscle. *Proceedings of Royal Society of London Ser. B* 126:pp 136-195.
- Honda K. (1996) the organization of tongue articulation for vowels. *Journal of Phonetics* Vol. 24(1):pp 39-52.
- Jaunais P. (2002) *Developpement d'un outil de cephalometrie*. Rapport de stage, ICP.
- Jeannin C. *Réalisation d'un microcapteur de pression linguale caractérisant la phonation*, Rapport de DEA d'ingénierie médicale et biologique, ICP-INPG

- Kakita Y. et Fujimura O. (1977) Computational model of the tongue : a revised version. *Journal of the Acoustical Society of America* Vol. 62:S15A.
- Kakita Y., Fujimura O. et Honda K. (1985) Computation of mapping from muscular contraction patterns to formant patterns in vowel space. In: *Phonetic Linguistics*, pp pp133-144: V.A. Fromkin.
- Kiritani S. et Miyawaki K. (1975) Computational model of the tongue. *Journal of the Acoustical Society of America* Vol. 57. S3A
- Kiritani S., Miyawaki K. et Fujimura O. (1976) A computational model of tongue. *Annual Report of the Research Institute of Logopedics and Phoniatics* Vol. 10:pp 243-252.
- Laboissière R., Ostry D.J. et Feldman A. (1996) The control of multi-muscle system : Human jaw and hyoid movement. *Biological cybernetics* Vol. 74:pp 373-384.
- Lofqvist A. et Gracco V.L. (1997) Bilabial stop consonant production : Lip and jaw kinematics. *Journal of Speech, Language and Hearing Research* Vol. 40:pp 877-893.
- Lorensen W.E. et Cline H.E. (1987) Marching cubes : a high resolution 3D surfacen construction algorithm. *Comput Graph (ACM)* Vol. 21:pp 163-169.
- Luboz V., Payan Y. et Couteau B. (2001) Automatic 3D Finite Element Mesh generation : an atlas fitted onto patient data. *Proceedings of the fifth international Symposium on Computer Methods in biomechanics and biomechanical engineering, BBE' 2001, November, Roma.*
- Luboz V., Pedrono A., Amblard D., Swider P., Payan Y. et Boutault F. (2004) Prediction of tissue decompression in orbital surgery. *Clinical biomechanics* Vol. 19/2:pp 202-208.
- Maeda S. (1979) Un modèle articulatoire de la langue avec composantes linéaires. *Actes des 10èmes journées d'étude sur la parole GALF*:pp 152-164.
- Manschot J.F.M et Brakee A.J.M (1986) The measurement and modelling of the mechanical properties of human skin in vivo. *Journal of Biomechanics* Vol. 19:pp 511-521.
- Miller J.E. et Fujimura O. (1975) From tongue model to data sound. *Journal of the Acoustical Society of America* Vol. 57:S3.
- Miyawaki K. (1974) A study on the musculature of the human tongue. *Annual bulletin of the Research Institute of Logopedics and Phoniatics* Vol. 8:pp 23-50.
- Mooney M. (1940) A theory of large elastic deformation. *Journal of Applied Physics* Vol. 11: pp 582-592.
- Morecki A. (1987) Modeling, mechanical description, measurements and control of the selected animal and human body manipulation and locomotion movement. *Biomechanics of Engineering - Modeling, Simulation, Control* edited by A. Morecki, Springer-Verlag, New-York:pp 1-28.

- Napadow V.J., Chen Q., Wedeen V.J. et Gilgert R.J. (1999) Intramural mechanics of the human tongue in association with physiological deformations. *Journal of Biomechanics* Vol. 32:pp 1-12.
- Netter F.H. (1989) *Atlas of human anatomy*. CIBA-GEIGY Corporation editor.
- Ogden R.W. (1972) Large deformation isotropic elasticity - on correlation of theory and experiment for incompressible rubberlike solids. *Proceedings of the Royal Society London Series A*, Vol. 376:pp 565-584.
- Ottensmeyer M.P., Kerdok A.E., Howe R.D. et Dawson S.L. (2004) The effects of testing environment on the viscoelastic properties of soft tissues. *Medical simulation, proceedings International symposium, ISMS 2004*, Cambridge, MA, USA, Juin 2004:pp 9-18.
- Owen S. (1998) A survey of unstructures mesh generation technology. *Proceedings of the 7th international meshing roundtable, Sandia international Lab*:pp 239-267.
- Payan Y. et Perrier P. (1997) Synthesis of V-V sequences with a 2D biomechanical tongue model controlled by the equilibrium point hypothesis. *Speech Communication* Vol. 22 (2/3):pp 185-205.
- Perkell J.S. (1974) *A physiologically oriented model of tongue activity in speech production*. PhD, thesis, Boston : Massachussets Institute of Technology.
- Perkell J.S. (1969) *Physiology of speech production : results and implication of a quantitative cineradiographic study*.
- Perkins W.H. et Kent R.D. (1986) *Functional anatomy of speech, language and hearing*.
- Pernkopf E. (1980) *Atlas of topological and applied human anatomy : Head and neck*.
- Perrier P., Payan Y., Perkell J.S., Jolly F., Zandipour M. et Matthies M. (1998) On loops and articulatory biomechanics. *Proceedings of the 16th international conference on acoustics and 135th meeting of the acoustical society of america* Vol. 4.
- Perrier P., Payan Y., Zandipour M. et Perkell J.S. (2003) Influences of tongue biomechanics on speech movements during the production of velar stop consonants : a modelling study. *Journal of the Acoustical Society of America*.
- Rouvière H. (1970) *Anatomie humaine descriptive et topographique, tome III : membres, système nerveux central*. Masson.
- Sanguinetti V., Laboissière R. et Ostry D.J. (1998) A dynamic biomechanical model for the neural control of speech production. *Journal of the Acoustical Society of America* Vol. 103:pp 1615-1627.
- Sanguinetti V., Laboissière R. et Payan Y. (1997) A control model of human tongue movements in speech. *Biological cybernetics* Vol. 77(11):pp 11-22.

- Sobotta (1999) *Atlas of human anatomy*. Book News Inc, Portland OR.
- Stone M. (1995) How the tongue takes advantages of the palate during speech, *Producing Speech: Contemporary Issues*, Bell-Berti, F. and Raphael, L.J., eds., AIP Series in Modern Acoustics and Signal Processing, AIP Press, 143-153
- Szeliski R. et Lavallée S. (1996) Matching 3D anatomical surfaces with non-rigid deformation using octree-splines. *International Journal of computer vision* Vol 18(2).
- Takemoto H. (2001) Morphological analysis of the human tongue musculature for three-dimensional modelling. *Journal of Speech, Language and Hearing Research* Vol. 44:pp 95-107.
- Touzot G. et Daht G. (1984) *Une représentation de la méthode des éléments finis*. Collection université de Compiègne.
- Tracqui P. et Ohayon J. (2004). Transmission of mechanical stresses within the cytoskeleton of adherent cells: a theoretical analysis based on a multi-component cell model *Acta Biotheorica*, in press
- Wilhelms-Tricarico R. (2000) Development of a tongue and mouth floor model for normalization and biomechanical modeling. *Proceedings of the 5th Speech Production Seminar and CREST Workshop on models of speech production*:pp 141-148, Kloster Seeon, Bavaria.
- Wilhelms-Tricarico R. (1995) Physiological modeling of speech production : methods for modeling soft-tissue articulators. *Journal of the Acoustical Society of America* Vol 97(5):pp 3085-3098.
- Zienkiewicz O.C. et Taylor R.L. (1994) *The finite element method*, fourth edition. McGraw-Hill Book Company.

ANNEXE 1 : Notation indicielle

Nous présentons dans cette annexe, quelques notions sur le formalisme utilisé pour écrire les équations de la mécanique des milieux continus. Nous n'aborderons ici que les opérations nécessaires à la compréhension du Chapitre 1.

➤ Sommes et produits

Soit un point $M(x_1, x_2, x_3)$ de l'espace, alors le vecteur \overrightarrow{OM} s'écrit :

$$\overrightarrow{OM} = x_1 \vec{e}_1 + x_2 \vec{e}_2 + x_3 \vec{e}_3 = \sum_{i=1}^3 x_i \vec{e}_i$$

Si nous considérons i comme l'indice de sommation

ce qui sera noté $\overrightarrow{OM} = x_i \vec{e}_i$, i étant l'indice sur lequel la somme est effectuée.

Nous pouvons ensuite définir le produit scalaire entre deux vecteur $\vec{u} = u_i \vec{e}_i$ et $\vec{v} = v_i \vec{e}_i$. On a donc :

$$\vec{u} \cdot \vec{v} = \sum_{i=1}^3 u_i v_i, \text{ ce qui sera noté } \vec{u} \cdot \vec{v} = u_i v_i, \text{ } i \text{ étant toujours l'indice de sommation}$$

.

➤ Opérateurs matriciels

L'opérateur matriciel le plus simple est l'opérateur transposition. Si $A = (a_{ij})_{\{i,j\} \in \{1..n\}^2}$, alors la transposée de A sera notée :

$$A^T = (a_{ji})_{\{i,j\} \in \{1..n\}^2}$$

Le produit d'une matrice $A = (a_{ij})_{\{i,j\} \in \{1..n\}^2}$ avec un vecteur $u = (u_j)_{j \in \{1,2,3\}}$, alors on définit le vecteur v :

$$v = Au = (v_i) = a_{ij} u_j$$

Considérons deux matrices $A = (a_{ij})_{\{i,j\} \in \{1..n\}^2}$ et $B = (b_{ij})_{\{i,j\} \in \{1..n\}^2}$. Si C est le produit de la matrice A par la matrice B , on définit la valeur de chaque élément de C :

$$\forall (i, j) \in \{1..n\}^2, c_{ij} = \sum_{k=1}^n a_{ik} b_{kj}$$

Dans cette somme, k est un indice muet, et le produit matriciel est écrit, en notation indicielle :

$$c_{ij} = a_{ik} b_{ki}$$

➤ Dérivation et opérateurs vectoriels

Les deux opérateurs les plus utilisés dans la suite de ce chapitre sont l'opérateur gradient et l'opérateur divergence. Si f est une fonction scalaire, le gradient de f est noté :

$$\vec{\nabla} f = \begin{pmatrix} \frac{\partial f}{\partial x_1} \\ \frac{\partial f}{\partial x_2} \\ \frac{\partial f}{\partial x_3} \end{pmatrix} = (\vec{\nabla} f)_{i \in \{1..3\}} = f_{,i}$$

L'opération de dérivation par rapport à la $i^{\text{ème}}$ coordonnée de l'espace est indiquée par la virgule. Dans le cas où on calcule le gradient d'un vecteur \vec{u} , on obtient une matrice 3x3 dont les éléments sont définis comme suit :

$$\nabla \vec{u} = (\nabla \vec{u})_{ij} = \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = u_{i,j}$$

Enfin, nous pouvons définir l'opérateur divergence :

$$\text{div}(\vec{u}) = \sum_{i=1}^3 \frac{\partial u_i}{\partial x_i} = u_{i,i}$$