



HAL
open science

Activations musculaires et mouvements linguaux : modélisation en parole naturelle et pathologique

Stéphanie Isabelle Buchaillard

► **To cite this version:**

Stéphanie Isabelle Buchaillard. Activations musculaires et mouvements linguaux : modélisation en parole naturelle et pathologique. Sciences du Vivant [q-bio]. Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2007. Français. NNT: . tel-00201486v1

HAL Id: tel-00201486

<https://theses.hal.science/tel-00201486v1>

Submitted on 30 Dec 2007 (v1), last revised 24 Jun 2008 (v4)

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITÉ JOSEPH FOURIER - GRENOBLE I

N° attribué par la bibliothèque

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

THÈSE

pour obtenir le grade

Docteur de l'université Joseph Fourier - Grenoble I

Spécialité : **Modèles, méthodes et algorithmes en biologie, santé et environnement**

préparée au sein du laboratoire TIMC-IMAG,
Équipe Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur
et du laboratoire GIPSA-Lab, Département Parole et Cognition

dans le cadre de l'école doctorale
Ingénierie pour la Santé, la Cognition et l'Environnement

présentée et soutenue publiquement par

Stéphanie BUCHAILLARD

le 17 décembre 2007

**ACTIVATIONS MUSCULAIRES ET MOUVEMENTS LINGUAUX :
MODÉLISATION EN PAROLE NATURELLE ET PATHOLOGIQUE**

Directeurs de thèse :

Yohan PAYAN & Pascal PERRIER

Composition du Jury :

M.	Jacques DEMONGEOT	Président du jury
M.	Alain MARCHAL	Rapporteur
M.	Robert SADER	Rapporteur
M.	Michel PITERMANN	Examineur
Mme	Muriel BRIX	Invitée

Remerciements

Ce mémoire est l'aboutissement d'un travail de recherche entamé en décembre 2004 au sein du département Parole et Cognition du laboratoire GIPSA-lab, alors Institut de la Communication Parlée, en collaboration avec l'équipe GMCAO du laboratoire TIMC-IMAG. Les objectifs ont peu à peu évolué au cours de cette thèse, le développement d'un modèle de la cavité buccale utilisable pour le planning des chirurgies linguales, et en particulier les aspects moteurs de ce modèle, ayant finalement constitué le coeur de ces travaux. L'objectif initial, le développement d'un outil logiciel utilisable en temps interactif, bien que temporairement reporté, n'a pas été oublié et sera bien entendu l'objet de travaux futurs. Ce travail, résolument pluridisciplinaire, m'a permis d'appréhender un domaine qui m'était totalement inconnu, celui de la parole, et de mêler modélisation biomécanique, synthèse acoustique, tout en tissant un lien avec le monde médical.

Tout d'abord, je tiens à remercier mon directeur de thèse, Yohan Payan, pour m'avoir proposé de travailler sur ce projet et m'avoir fait confiance pour le mener à terme.

J'exprime toute ma gratitude à Pascal Perrier, mon co-directeur de thèse, pour son soutien, son enthousiasme envers la recherche et son investissement. Merci à lui également pour son immense patience et sa disponibilité tout au long de cette recherche.

Je remercie Jacques Demongeot, Professeur à la faculté de médecine de Grenoble, de m'avoir fait l'honneur de présider le jury.

Je souhaite également remercier Robert Sader, professeur à l'Université Johann Wolfgang Goethe (Francfort-sur-le-Main), et Alain Marchal, directeur de recherche au Laboratoire Parole et Langage (Aix-en-Provence), pour avoir accepté d'être les rapporteurs de ce travail.

Mes remerciements s'adressent aussi à Michel Pitermann, chargé de recherche au Laboratoire Parole et Langage (Aix-en-Provence) ainsi qu'à Muriel Brix, praticien hospitalier au CHU de Grenoble pour leur participation en tant que membres du jury, respectivement en tant qu'examineur et invitée.

Je voudrais aussi exprimer mes plus sincères remerciements à Muriel Brix, pour m'avoir accordé un temps précieux pour la modélisation des chirurgies linguales et pour m'avoir aiguillée dans mes travaux.

Je tiens également à remercier tous les membres du département Parole et Cognition du laboratoire GIPSA, le personnel technique et administratif, les permanents et les doctorants.

Je remercie mes parents, ma soeur et mes amis (qui se reconnaîtront...), qui m'ont encouragée et soutenue tout au long de ces trois années.

Pour finir, un grand merci à toutes les personnes qui m'ont prodigué des conseils judicieux et à tous ceux et toutes celles qui ont participé à l'avancement de ces travaux, directement ou indirectement.

Table des matières

Remerciements	i
Table des matières	iii
Liste des tableaux	vii
Table des figures	ix
Glossaire	xv
Introduction	xix
I Développement d'un modèle biomécanique 3D du conduit vocal pour la chirurgie linguale	1
1 Le conduit vocal	3
1.1 L'anatomie du conduit vocal	3
1.1.1 La cavité buccale	3
1.1.2 Les fosses nasales	5
1.1.3 Le pharynx	5
1.1.4 Le larynx	6
1.1.5 L'os hyoïde	6
1.2 Anatomie de la langue	6
1.2.1 Muqueuse de la langue	7
1.2.2 Description anatomique et fonctionnelle des principaux muscles de la langue	8
1.2.3 Vascularisation de la langue	14
1.2.4 Innervation de la langue	15
1.3 Le plancher buccal	17
1.3.1 Génio-hyoïdien (GH)	17
1.3.2 Mylo-hyoïdien (MH)	17

1.4	Les lieux d'articulation des consonnes	18
2	Chirurgie de la langue	21
2.1	Les cancers de la langue et du plancher buccal	21
2.1.1	Généralités	21
2.1.2	Traitements	23
2.1.3	Conséquences fonctionnelles	27
2.2	Syndrome de Wiedemann-Beckwith	28
2.2.1	Généralités	28
2.2.2	Traitements	28
2.2.3	Conséquences fonctionnelles	28
2.3	Objectifs du travail de modélisation	29
3	Modélisation de la langue : l'état de l'art	31
3.1	Modèles géométriques et statistiques de la langue	31
3.2	Modèles physiologiques de la langue	32
3.2.1	Modèles bidimensionnels	33
3.2.2	Modèle semi 3D de Dang et Honda et son extension 3D	37
3.2.3	Modèles tridimensionnels	39
3.2.4	Conclusion	43
4	Implémentation du modèle	45
4.1	Mécanique des milieux continus (MMC) et méthode des éléments finis (MEF)	45
4.1.1	Introduction à la mécanique des milieux continus (MMC)	45
4.1.2	Méthode des éléments finis (MEF)	52
4.2	Modélisation géométrique du conduit vocal	56
4.2.1	Création du maillage de la langue	57
4.2.2	Création des maillages des structures externes du conduit vocal	59
4.2.3	Maillage global	66
4.3	Paramètres biomécaniques du modèle du conduit vocal	67
4.3.1	Modélisation biomécanique des tissus mous de la langue et du plancher buccal	67
4.3.2	Autres paramètres biomécaniques du modèle	70
4.4	Conditions limites et contacts	71
4.4.1	Contraintes en déplacements	71
4.4.2	Couplage os hyoïde / langue	71
4.4.3	Contacts entre la langue et les parois du conduit vocal	71
4.5	Implémentation d'un modèle de contrôle moteur	73
4.5.1	Le muscle squelettique	74
4.5.2	Modélisation du contrôle volontaire de l'activité musculaire via la théorie du point d'équilibre	77
4.5.3	Génération de la trajectoire	81
4.5.4	Implémentation du modèle λ du point d'équilibre	83
4.6	Modélisation dynamique	87
4.6.1	Définition des forces actives développées par les muscles	87
4.6.2	Amortissement structural	89
4.6.3	Temps de calcul	91

5 Synthèse acoustique des voyelles	93
5.1 Principe général	93
5.2 Détermination de la fonction d'aire du conduit vocal	94
5.2.1 Définition d'une grille 3D semi-polaire	95
5.2.2 Délimitation des surfaces	95
5.2.3 Distances inter-plans	96
5.2.4 Exemple de fonction d'aire	97
5.3 Modèle acoustique utilisé	97
II De la parole naturelle à la parole pathologique	101
6 Simulation des voyelles orales du français	103
6.1 Évaluation des influences individuelles de chaque muscle de la langue et du plancher buccal	104
6.2 Contrôle postural des voyelles orales du français	112
6.2.1 Les voyelles cardinales extrêmes /i/, /a/, /u/	113
6.2.2 Les autres voyelles	123
6.3 Impact de la gravité sur la production de la parole	125
6.3.1 Quelle stratégie pour maintenir la langue dans une position stable?	126
6.3.2 Impact de la gravité sur les voyelles orales du français	127
6.3.3 Quelques éléments de comparaison avec les données	128
6.4 La dynamique du geste vocalique	129
6.4.1 Évolution temporelle du niveau de force des muscles linguaux	129
6.4.2 Étude de la cinématique de la langue	130
6.5 L'apport de la modélisation tridimensionnelle à la compréhension des mécanismes de contrôle de la production vocalique	134
6.5.1 Le rôle du muscle transverse	134
6.5.2 Un effet de saturation pour le /i/?	135
6.5.3 Les images Tagged MRI permettent-elles d'inférer les activations musculaires?	135
7 Utilisation du modèle comme aide au planning chirurgical	139
7.1 Méthodologie	140
7.1.1 Modélisation de deux types d'exérèse	140
7.1.2 Caractéristiques des lambeaux	141
7.1.3 Comportement des muscles après exérèse	142
7.2 Impact d'une exérèse sur l'action de quelques muscles linguaux	143
7.2.1 Impact d'une hémiglossectomie	143
7.2.2 Impact d'une résection du plancher de la bouche	145
7.3 Impact d'une exérèse sur les voyelles cardinales extrêmes	147
7.3.1 Impact d'une hémiglossectomie	147
7.3.2 Impact d'une résection du plancher buccal	151
7.4 Conclusion	155

Conclusion	159
Bibliographie	163
A Méthode de résolution des équations du mouvement	183
Annexes	183
B Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations	185
C Sensibilité des formants aux variations locales de la fonction d'aire pour les voyelles orales du français	215

Liste des tableaux

2.1	Classification TNM des cancers de la cavité buccale	23
4.1	Nombre de nœuds, nombre et type d'élément pour chaque constituant du maillage	67
4.2	Résumé des paramètres biomécaniques du modèle de conduit vocal	70
4.3	Paramètres utilisés pour la gestion des contacts entre la langue et les parois internes du conduit vocal	73
4.4	Nombre de macro-fibres par muscle	84
4.5	Capacité de génération de forces des principaux muscles de la langue (paramètre ρ)	85
6.1	Niveau de force final observé sur chaque muscle de la langue et du plancher buccal lors de l'activation indépendante de ces muscles	112
6.2	Valeurs retenues pour la protrusion et l'ouverture labiale pour les voyelles orales du français	113
6.3	Commandes musculaires λ utilisées pour générer les voyelles orales du français	114
6.4	Niveau de force final observé sur chaque muscle de la langue et du plancher buccal lors de la production des voyelles orales du français	114
6.5	Valeurs des 4 premiers formants pour les voyelles orales du français	114
7.1	Vitesses maximales de quelques nœuds à la surface de la langue lors de l'activation du stylo-glosse pour une résection du plancher buccal	146
7.2	Commandes musculaires λ utilisées pour générer un mouvement de protraction de la langue	146

Table des figures

1.1	Coupe sagittale schématique de la cavité buccale et du pharynx	4
1.2	Représentation schématique de la cavité buccale	4
1.3	Représentation schématique des fosses nasales	5
1.4	Principales insertions musculaires sur l'os hyoïde.	7
1.5	Vue supérieure de la langue	8
1.6	Représentation schématiques des muscles de la langue	10
1.7	Schéma tridimensionnel de la musculature de la langue	11
1.8	Insertions musculaires sur la surface interne de la mandibule	12
1.9	Actions de quelques muscles de la langue	12
1.10	Les principales artères et les principaux nerfs de la langue	15
1.11	L'innervation de la langue	16
1.12	Muscles supra-hyoïdiens	18
1.13	Les lieux d'articulation des consonnes	19
2.1	Exemple de tumeurs linguales de type T ₁ à T ₄ (classification TNM)	22
2.2	Représentation schématique d'exérèses de la langue	25
3.1	Modèle physiologique 2D de la langue et du conduit vocal de Perkell	34
3.2	Simulation de l'action des principaux muscles de la langue avec le modèle de Perkell	35
3.3	Modélisation des muscles de la langue dans le modèle de Payan et Perrier	36
3.4	Modèle 2,5D de la langue et du conduit vocal de Dang et Honda	38
3.5	Impact d'une hémi-reconstruction de la langue sur la protrusion, d'après Fujita <i>et al.</i>	39
3.6	Modèle de langue de Kiritani <i>et al.</i>	40
3.7	Premier modèle éléments finis de la langue de Wilhelms-Tricarico	42
3.8	Second modèle éléments finis de la langue de Wilhelms-Tricarico	43
3.9	Modèle de langue et du conduit vocal de Gérard <i>et al.</i>	43
4.1	Transformation d'un solide déformable Ω entre l'instant 0 et l'instant t	46
4.2	Volume élémentaire de Ω_t , délimité par la surface Σ_t	48

4.3	Passage de l'espace de référence à l'espace déformé avec mise en correspondance par la fonction τ_e	55
4.4	Exemples de critères de régularité pour les éléments d'un maillage éléments finis	57
4.5	Maillage du génio-glosse postérieur	60
4.6	Maillage du génio-glosse médium	60
4.7	Maillage du génio-glosse antérieur	60
4.8	Maillage du stylo-glosse	61
4.9	Maillage du hyo-glosse	61
4.10	Maillage du verticalis	61
4.11	Maillage du transversalis	62
4.12	Maillage du lingual inférieur	62
4.13	Maillage du lingual supérieur	62
4.14	Maillage du génio-hyoïdien	63
4.15	Maillage du mylo-hyoïdien	63
4.16	Maillage de la mandibule	64
4.17	Maillage de l'os hyoïde	64
4.18	Maillage de la voûte palatine et de l'arcade dentaire supérieure	65
4.19	Maillage du palais mou et des parois pharyngées et laryngées	65
4.20	Géométrie du conduit vocal au repos	66
4.21	Modélisation simplifiée de quelques muscles supra- et infra-hyoïdiens et des ligaments hyo-épiglottiques	67
4.22	Loi de comportement et module de Young pour les tissus linguaux.	69
4.23	Nœuds de la langue contraints en déplacement et couplés à l'os hyoïde	71
4.24	Zones de contact entre la langue et les différentes parois du conduit vocal	72
4.25	Localisation des points d'intégration de Gauss utilisés pour détecter les contacts entre deux solides	73
4.26	Structure d'un muscle squelettique et d'une myofibrille	74
4.27	Illustration du réflexe d'étirement	77
4.28	Modèle λ du point d'équilibre : représentation des caractéristiques invariantes (CI) d'un muscle	80
4.29	Modèle λ du point d'équilibre : la commande centrale $\lambda(t)$ consiste en un combinaison de signaux efférents agissant à la fois sur les MNs α et γ et les INs	80
4.30	Visualisation des macro-fibres pour les muscles de la langue.	85
4.31	Valeur normalisée de la force musculaire \tilde{M}/ρ en fonction de $p = \lambda \times l$, pour différentes longueurs de fibres, avec un facteur de forme $c = 112 \text{ m}^{-1}$	86
4.32	Valeur normalisée de la force musculaire \tilde{M}/ρ en fonction de $p = \lambda \times l$, pour différentes longueurs de fibres, avec un facteur de forme $c = 40 \text{ m}^{-1}$	86
4.33	Diagramme représentant le calcul des forces musculaires	87
4.34	Courbe représentant le ratio force totale générée sur force musculaire en fonction de la vitesse normalisée par rapport à la longueur au repos du muscle.	88
4.35	Illustration du mécanisme des forces réparties sur une macro-fibre composée de 4 nœuds.	89
4.36	Rapport amortissement sur amortissement critique en fonction de la fréquence pour $\alpha_R = 40 \text{ s}^{-1}$ et $\beta_R = 0,03 \text{ s}$	90
4.37	Facteur d'amortissement ξ en fonction de la fréquence pour trois jeux de coefficients (α_R, β_R)	91
4.38	Impact des coefficients d'amortissement sur la vitesse et l'accélération	92

5.1	Un modèle à 2 tubes du conduit vocal utilisé pour représenter la voyelle /a/ . . .	94
5.2	Approximation des arrêtes des éléments à la surface de la langue par des splines naturelles cubiques	95
5.3	Plans de coupe utilisés pour déterminer la forme du conduit vocal	96
5.4	Exemple de fonction d'aire déterminée pour la position neutre de la langue . . .	97
5.5	Coupes du conduit vocal pour la position neutre	98
5.6	Illustration du modèle de Kelly-Lochbaum	99
6.1	Évolution temporelle des commandes musculaires $\lambda_k(t)$ pour un muscle k . . .	104
6.2	Action du génio-glosse postérieur	105
6.3	Action du génio-glosse médium	106
6.4	Action du génio-glosse antérieur	107
6.5	Action du stylo-glosse	107
6.6	Action du hyo-glosse	108
6.7	Action du verticalis	108
6.8	Action du transversalis	109
6.9	Action du lingual inférieur	110
6.10	Action du lingual supérieur	110
6.11	Action du génio-hyoïdien	111
6.12	Action du mylo-hyoïdien	112
6.13	Simulation de la voyelle /i/	115
6.14	Illustration des contacts entre la voûte palatine et la partie antérieure du dos de la langue pour la voyelle /i/	116
6.15	Données EPG pour les voyelles de l'anglais américain	116
6.16	Simulation de la voyelle /u/	117
6.17	Illustration des contacts entre le palais (voûte palatine et palais mou) et le dos de la langue pour la voyelle /u/	118
6.18	Simulation de la voyelle /a/	119
6.19	Ellipses de dispersion pour la voyelle /i/ dans le plan médiosagittal	120
6.20	Ellipses de dispersion pour la voyelle /u/ dans le plan médiosagittal	120
6.21	Ellipses de dispersion pour la voyelle /a/ dans le plan médiosagittal	120
6.22	Données de Perkell et Nelson (1985) pour deux locuteurs d'anglais américain .	121
6.23	Les données de Perkell et Cohen (1989) pour deux locuteurs d'anglais américain	121
6.24	Variabilité des formants F1, F2 et F3 associée à la variabilité articulatoire des Figures 6.19, 6.20 et 6.21.	123
6.25	Simulation de la voyelle /y/	123
6.26	Simulation de la voyelle /e/	124
6.27	Simulation de la voyelle /ɛ/	124
6.28	Simulation de la voyelle /ə/	124
6.29	Simulation de la voyelle /œ/	125
6.30	Simulation de la voyelle /o/	125
6.31	Simulation de la voyelle /ɔ/	125
6.32	Représentation des formants pour les différentes voyelles synthétisées dans les plans F1-F2 (en haut) et F3-F2 (en bas)	126
6.33	Position finale de la langue dans le plan médiosagittal après 1 s de simulation sous l'action de la gravité seule	127

6.34	Position finale de la langue dans le plan médiosagittal après 1 s de simulation avec tonus musculaire seul ou combiné avec l'action volontaire de quelques muscles linguaux	128
6.35	Évolution temporelle des commandes musculaires $\lambda_k(t)$ lors de la transition /ə/ → /a/ → /i/ → /u/	130
6.36	Évolution de la somme arithmétique des forces pour les différents muscles linguaux lors de la transition /ə/ → /a/ → /i/ → /u/.	131
6.37	Évolution de la forme de la langue dans le plan médiosagittal lors de la transition /ə/ → /a/ → /i/ → /u/	132
6.38	Courbes de vitesse et d'accélération simulées lors de la transition /ə/ → /a/ → /i/ → /u/	133
6.39	Courbes de vitesse et d'accélération pour le locuteur PB (données EMA) lors de la transition /e/ → /a/ → /i/ → /u/	134
7.1	Modélisation d'une hémiglossectomie gauche	141
7.2	Modélisation d'une résection du plancher buccal	141
7.3	Cartes de déplacements après hémiglossectomie lors de l'activation du stylo-glosse	144
7.4	Impact d'une hémiglossectomie sur l'activation du stylo-glosse	145
7.5	Impact d'une résection du plancher buccal sur les position et forme linguales lors de l'activation du stylo-glosse	146
7.6	Impact d'une résection du plancher buccal sur les position et forme linguales lors de la co-contraction du génio-glosse postérieur, du stylo-glosse et du transversalis	147
7.7	Impact d'une hémiglossectomie sur la production des voyelles /i, u, a/. Vues de face de la langue	148
7.8	Cartes de déplacements (en mètres) pour le modèle de référence et après simulation d'une hémiglossectomie (/i/)	149
7.9	Cartes de déplacements (en mètres) pour le modèle de référence et après simulation d'une hémiglossectomie (/u/)	150
7.10	Cartes de déplacements (en mètres) pour le modèle de référence et après simulation d'une hémiglossectomie (/a/)	150
7.11	Impact d'une hémiglossectomie sur la valeur des premiers et deuxièmes formants pour les voyelles /i, u, a/.	151
7.12	Impact d'une résection du plancher buccal sur la production de la voyelle /i/. Vue en coupe dans le plan médiosagittal.	152
7.13	Impact d'une résection du plancher buccal sur la production de la voyelle /u/. Vue en coupe dans le plan médiosagittal	154
7.14	Impact d'une résection du plancher buccal sur la production de la voyelle /a/. Vue en coupe dans le plan médiosagittal	155
7.15	Impact d'une résection du plancher buccal sur la valeur des premiers et deuxièmes formants pour les voyelles /i, u, a/ selon l'hypothèse utilisée pour l'activation des fibres sectionnées	156
A.1	Illustration de la procédure itérative de Newton-Raphson sur trois pas de chargement	184

B.1	Vue dans le plan médiosagittal du schéma de coupe (traits épais) utilisé pour représenter les déplacements, déformations et contraintes coronaux.	185
B.2	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le génio-glosse postérieur dans le plan médiosagittal	186
B.3	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le génio-glosse postérieur dans un plan "coronal"	187
B.4	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le génio-glosse médium dans le plan médiosagittal	188
B.5	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le génio-glosse médium dans un plan "coronal"	189
B.6	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le génio-glosse antérieur dans le plan médiosagittal	190
B.7	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le génio-glosse antérieur dans un plan "coronal"	191
B.8	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le stylo-glosse dans le plan médiosagittal	192
B.9	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le stylo-glosse dans un plan "coronal"	193
B.10	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le hyo-glosse dans le plan médiosagittal	194
B.11	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le hyo-glosse dans un plan "coronal"	195
B.12	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le verticalis dans le plan médiosagittal	196
B.13	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le verticalis dans un plan "coronal"	197
B.14	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le transversalis dans le plan médiosagittal	198
B.15	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le transversalis dans un plan "coronal"	199
B.16	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le lingual inférieur dans le plan médiosagittal	200
B.17	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le lingual inférieur dans un plan "coronal"	201
B.18	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le lingual supérieur dans le plan médiosagittal	202
B.19	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le lingual supérieur dans un plan "coronal"	203
B.20	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le génio-hyoïdien dans le plan médiosagittal	204
B.21	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le génio-hyoïdien dans un plan "coronal"	205
B.22	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le mylo-hyoïdien dans le plan médiosagittal	206
B.23	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le mylo-hyoïdien dans un plan "coronal"	207

B.24	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour la voyelle /i/ dans le plan médiosagittal	208
B.25	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour la voyelle /i/ dans un plan “coronal”	209
B.26	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour la voyelle /u/ dans le plan médiosagittal	210
B.27	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour la voyelle /u/ dans un plan “coronal”	211
B.28	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour la voyelle /a/ dans le plan médiosagittal	212
B.29	Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour la voyelle /a/ dans un plan “coronal”	213
C.1	Voyelle /i/ : fonctions d’aire et de sensibilité	216
C.2	Voyelle /y/ : fonctions d’aire et de sensibilité	217
C.3	Voyelle /e/ : fonctions d’aire et de sensibilité	218
C.4	Voyelle /ɛ/ : fonctions d’aire et de sensibilité	219
C.5	Voyelle /ə/ : fonctions d’aire et de sensibilité	220
C.6	Voyelle /œ/ : fonctions d’aire et de sensibilité	221
C.7	Voyelle /u/ : fonctions d’aire et de sensibilité	222
C.8	Voyelle /o/ : fonctions d’aire et de sensibilité	223
C.9	Voyelle /ɔ/ : fonctions d’aire et de sensibilité	224
C.10	Voyelle /a/ : fonctions d’aire et de sensibilité	225

Glossaire

Les définitions proposées ci-dessous sont extraites pour la plupart du Petit Larousse 2006 ou du Grand Dictionnaire Terminologique 2007.

afférent se dit d'un organe, d'un nerf qui arrive à un organe, à un centre nerveux, 15

agoniste se dit d'un muscle qui produit le mouvement considéré, 37

antagoniste se dit d'un organe, d'une substance qui s'oppose à l'action d'un autre organe, d'une autre substance, 14

articulation mouvements combinés des différents articulateurs de la parole (langue, lèvres, voile du palais, mandibule, pharynx, larynx) en vue de produire les différents sons de la parole, 18

axone prolongement du neurone qui conduit le message nerveux de ce neurone vers d'autres cellules, 74

cardinales (voyelles) ensemble de voyelles de référence utilisées par les phonéticiens pour décrire les différentes langues du monde, 113

cinéradiographique relatif à l'enregistrement par cinéradiographie, technique basée sur une illumination du sujet par des rayons X, permettant d'obtenir des films en format 35 mm ou en vidéo à une cadence de cinquante images par seconde, généralement couplée et synchronisée avec une prise de vue de face, 33

condyle éminence articulaire arrondie dans un sens et aplatie dans l'autre, qui s'articule avec un autre os, 63

conjonctif (tissu) tissu formé de cellules dispersées dans une matrice contenant des fibres protéiques (collagène) et qui joue un rôle de remplissage, de soutien et de nutrition, 33

constriction resserrement du conduit vocal, 18

coronal (plan) tout plan qui est perpendiculaire au plan médiosagittal et qui divise le corps en deux parties, avant et arrière, 106

CT (coupe tomographique) image obtenue par tomodensitométrie, méthode d'imagerie médicale assistée par ordinateur qui permet d'étudier et de traiter les coupes tomographiques en utilisant un tomodensitomètre qui révèle les différences relatives de densité des divers tissus en fonction des variations d'absorption des rayons X, 60

- cuspidé** saillie recouverte d'émail, plus ou moins arrondie, garnissant les faces horizontales de la couronne des prémolaires et des molaires, 63
- déafférenté** ayant subi une déconnexion partielle ou totale (chirurgicale, traumatique ou pathologique) d'une structure nerveuse d'avec les systèmes de fibres afférentes, 77
- efférent** se dit d'un organe, d'un nerf qui sort d'un organe, d'un centre nerveux, 15
- EMA (données)** obtenues à l'aide d'un articulographe électromagnétique, dispositif qui permet de déterminer, avec une bonne résolution temporelle (plusieurs kHz), les déplacements d'un petit nombre de points cutanés (généralement placés au niveau de la mandibule, de la langue et parfois du vélum) auxquels sont attachées de petites bobines réceptrices du champ électromagnétique calibré émis par trois bobines de référence, 90
- EMG (électromyographique)** représentant l'activité électrique des muscles et des nerfs, 33
- EMMA (données)** obtenues à l'aide d'un articulographe électromagnétique (cf. données EMA). On parle de données EMMA lorsque les points cutanés sont tous localisés dans le plan médiosagittal (approche 2D), 172
- excision** ablation de tissus malades dans une région du corps, 24
- exérèse** opération par laquelle on retranche du corps ce qui lui est étranger ou nuisible, 21
- extrinsèque (muscle)** qui vient de l'extérieur ou d'une autre région de l'organisme. Est considéré comme extrinsèque un muscle dont l'origine et/ou l'insertion s'effectue sur une structure osseuse, xix
- formant** une des composantes qui permettent de distinguer un son complexe d'un autre, par exemple deux sons vocaux. Les formants sont les fréquences (ou les bandes de fréquence) les plus intenses, obtenues par analyse spectrale du son. Chez l'homme, les valeurs des quatre premiers formants sont particulièrement significatives, 40
- frontal (plan)** voir "coronal", 106
- ganglion lymphatique** petit organe lymphoïde situé sur le trajet des vaisseaux lymphatiques et intervenant dans les défenses immunitaires, 22
- GG** génio-glosse (muscle de la langue), 9
- GGa** génio-glosse antérieur (muscle de la langue), 58
- GGm** génio-glosse médium (muscle de la langue), 58
- GGp** génio-glosse postérieur (muscle de la langue), 58
- GH** génio-hyoïdien (muscle du plancher buccal), 17
- glossectomie** amputation chirurgicale de la langue, 24
- HG** hyo-glosse (muscle de la langue), 10
- IL** lingual inférieur (muscle de la langue), 13
- IN (interneurone)** neurone intercalé entre deux autres neurones et les mettant en contact, 76
- indentation** empreinte creuse laissée dans une matière par une pression localisée, 58
- intrinsèque (muscle)** dont le corps est défini ou appartient uniquement à l'organe ou partie d'organe sur lequel il agit. Est considéré comme intrinsèque un muscle ne possédant ni son origine ni son site d'insertion sur une structure osseuse, xix
- IRM** Imagerie par Résonance Magnétique, 37

- lâche (voyelle)** articulée avec un faible niveau de tension musculaire et généralement plus ouverte et plus brève qu'une voyelle tendue, 105
- lambeau** généralement fragment de peau ou de muscle, de forme variable, qui n'est plus solidarisé d'avec ses tissus d'origine que par l'intermédiaire d'un pédicule nourricier, utilisé en chirurgie plastique pour combler certaines pertes de substance lorsque la plaie ne peut cicatriser spontanément, xix
- macrophage** cellule ayant quitté la circulation sanguine pour passer dans un tissu et qui joue un rôle important dans l'immunité grâce, notamment, à son pouvoir de phagocytose (destruction de particules solides inertes ou vivantes), 142
- médial** qualifie une structure plus proche de l'axe médiosagittal du corps qu'une autre structure de même dénomination, 40
- médiosagittal (plan)** plan sagittal qui divise le corps en deux parties égales, gauche et droite, 12
- MEF** Méthode Éléments Finis, 45
- métastase** foyer pathologique secondaire, infectieux ou surtout cancéreux, dû à la propagation à distance d'un foyer primitif (par voie sanguine, lymphatique, etc.), 22
- MH** mylo-hyoïdien (muscle du plancher buccal), 17
- MMC** Mécanique des Milieux Continus, 45
- MN (motoneurone)** neurone dont le corps cellulaire est situé dans le système nerveux central, qui conduit l'influx nerveux vers la périphérie, notamment vers les fibres musculaires squelettiques, 75
- occlusion** fermeture complète et momentanée de la cavité buccale en un point quelconque qui empêche le passage de l'air, 18
- orale** se dit d'une voyelle ou d'une consonne pour laquelle le passage de l'air s'effectue par la seule cavité buccale, le voile du palais étant plaqué contre la paroi pharyngée, obstruant ainsi l'entrée des fosses nasales, 65
- Poisson (coefficient de)** adimensionnel, il caractérise le rapport de la déformation d'un matériau dans le sens perpendiculaire à l'effort, à la déformation dans le sens de l'effort. Sa valeur est comprise entre 0 et 0,5 : plus sa valeur sera petite, plus le matériau sera en mesure d'accepter des variations de volume importantes, 34
- proprioception** connaissance des parties du corps, de leur position et de leur mouvement dans l'espace, sans que l'individu ait besoin de les vérifier avec ses yeux, 77
- protraction** action de tirer un organe (ici la langue) vers l'avant, 67
- protrusion** action de projeter vers l'avant un organe (ici la langue ou les lèvres), 39
- résection** action de couper, de retrancher une portion d'organe, en rétablissant la continuité de sa fonction, xix
- réséqué (tissu)** ayant subi une résection, 24
- rétroflexion** mouvement lingual utilisant le dessous de la pointe de la langue comme articulateur, ce dernier se dirigeant vers un point quelconque de la voûte palatine, 67
- rétrorsion** mouvement antéro-postérieur, du latin retro = en arrière et pellere = pousser, 117
- sagittal (plan)** tout plan qui divise le corps en une partie supérieure et une partie inférieure, 4

- SL** lingual supérieur (muscle de la langue), 13
- SNC** Système Nerveux Central, élément du système nerveux comprenant l'ensemble du tissu nerveux formant l'encéphale, situé dans la boîte crânienne et la moelle épinière, située dans le canal rachidien, 15
- Sty** stylo-glosse (muscle de la langue), 13
- synapse** région de rapprochement entre deux neurones assurant la transmission des messages de l'un à l'autre, 75
- synergiste** se dit d'un muscle qui s'associe avec un autre pour l'exécution d'un mouvement, 76
- tendue (voyelle)** articulée avec une tension musculaire élevée et généralement plus fermée et plus longue qu'une voyelle lâche, 105
- tenseur** grandeur mathématique d'un espace à dimension n , à n^p composantes, 41
- Trans** transversalis (muscle de la langue), 14
- triangle vocalique** représentation graphique des caractéristiques articulatoires (ouverture labiale, position de langue) des voyelles cardinales, à partir desquelles il est possible de définir tout autre type de voyelles. Les sommets du triangle représentent les voyelles cardinales extrêmes /a/, /i/ et /u/, les autres voyelles étant situées à l'intérieur de ce triangle, 149
- Vert** verticalis (muscle de la langue), 14
- Young (module de)** homogène à une pression, il caractérise la rigidité d'un matériau, c'est-à-dire sa résistance aux contraintes auxquelles il est soumis, 34

Introduction

La langue est un organe complexe qui joue un rôle essentiel dans la mastication, la déglutition et la production de la parole, ce dernier aspect étant au centre de cette thèse. Sa structure interne, combinaison d'un nombre élevé de muscles intrinsèques et extrinsèques, lui permet d'adopter des formes et des positions variées et précises lors de ces différentes actions. Les travaux menés au sein du laboratoire GIPSA-lab en collaboration avec le laboratoire TIMC ont pour but, entre autres, de caractériser les phénomènes physiques mis en jeu lors de la production de gestes de la parole et de mieux comprendre les stratégies de parole sous-jacentes. Pour ce faire, des modèles biomécaniques de la cavité orale ont été développés, tout d'abord bidimensionnels (Payan, 1996) puis tridimensionnels (Gérard, 2004). Le but est alors de créer des modèles les plus réalistes possible, aussi bien en ce qui concerne la modélisation géométrique que physique des structures étudiées, afin de s'affranchir au maximum des limites liées à la modélisation (approximations diverses rendant l'exploitation finale des résultats ardue) et de pouvoir tester différentes hypothèses relatives à la production de la parole.

Les travaux réalisés au cours de cette thèse ont pour but à la fois d'approfondir nos connaissances dans le domaine de la production de parole mais aussi de transférer les connaissances acquises au domaine médical, en particulier pour la modélisation de chirurgies linguales. Une modification de la géométrie linguale, consécutive à une résection en vue de l'ablation d'une tumeur cancéreuse ou de la correction d'une malformation, peut altérer la mobilité linguale et donc affecter des fonctions basiques telles la mastication et la déglutition ainsi que la qualité de vie des personnes concernées lorsque la parole est atteinte. Lorsque la résection entraîne des pertes de volume importantes, le recours à des tissus prélevés localement ou à distance appelés lambeaux est fréquent ; la nature de ces lambeaux peut influencer sur la mobilité de la langue. L'impact potentiel d'une chirurgie sur les capacités futures d'un patient en production de parole est mal connu des chirurgiens maxillo-faciaux, en particulier les conséquences sur la mobilité linguale du choix du lambeau. Les travaux menés actuellement ont pour but, à long terme, d'élaborer un outil interactif pour la chirurgie de la langue, basé sur un modèle tridimensionnel de la cavité buccale, et permettant d'évaluer qualitativement les conséquences de la chirurgie sur la mobilité linguale et de favoriser le planning et le guidage per-opératoire du geste chirurgical.

Les études conduites à ce jour visent à étudier la faisabilité d'un tel outil informatique. Actuellement, seul le second aspect (aide au planning) est envisagé, les simulateurs chirurgicaux nécessitant des performances en temps de calcul nettement supérieurs aux temps de calcul du modèle actuel et donc le recours à des algorithmes différents. Le modèle développé se doit de

respecter les exigences liées au planning chirurgical, c'est-à-dire une grande précision au niveau des déformations et des déplacements simulés et d'offrir la possibilité de modifier facilement la structure générique pour l'adapter à la morphologie du patient. Les contraintes de temps sont moins exigeantes que pour les simulateurs chirurgicaux, mais restent néanmoins importantes. Les efforts menés à l'heure actuelle portent essentiellement sur le réalisme du modèle afin d'offrir la meilleure précision possible, tout en effectuant certaines hypothèses simplificatrices afin d'aboutir à un modèle exploitable en parole et stable. Dans le modèle utilisé, basé sur la théorie des éléments finis, l'anatomie musculaire est donc implémentée de manière précise, et les structures osseuses, telles la mandibule, la voûte palatine et l'os hyoïde, ainsi que les structures molles comme les parois pharyngées et laryngées, ont été intégrées. Ce souci de réalisme se retrouve également dans le choix d'un modèle de contrôle moteur adapté, basé sur la théorie du point d'équilibre et sur la modélisation biomécanique des tissus mous de la langue, grâce à l'utilisation d'un modèle hyperélastique (loi de Mooney-Rivlin).

Ce manuscrit est divisé en deux parties. La première est centrée sur la problématique clinique et expose de manière détaillée le modèle exploité au cours de cette thèse, tant les aspects géométriques que mécaniques et moteurs. Le couplage du modèle biomécanique à un modèle de synthèse acoustique par le biais du calcul de la fonction d'aire du conduit vocal est également introduit. La seconde partie est consacrée à la fois à une validation du modèle par la confrontation avec des données de la littérature collectées sur des locuteurs humains et à une exploitation de ce modèle pour affiner notre connaissance du contrôle de la production des voyelles dans des conditions de production non pathologiques. Ceci à pour but bien sûr d'approfondir notre connaissance des mécanismes de contrôle de la parole, mais aussi de dresser une forme de typologie des relations entre anatomie musculaire et production de parole pour une meilleure analyse a priori des fonctions que la chirurgie de la langue doit autant que possible s'efforcer de préserver. Ainsi le rôle du tonus musculaire dans le contrôle postural sera étudié via l'étude de l'impact de la gravité sur le positionnement lingual. L'impact de la variabilité de l'activation musculaire sur ce positionnement lingual et sur les signaux acoustiques correspondants sera aussi examiné. Les aspects cinématiques seront également abordés, mais de manière plus limitée, par l'évaluation de la capacité du modèle à reproduire des patrons cinématiques de la parole naturelle.

Première partie

Développement d'un modèle biomécanique 3D du conduit vocal pour la chirurgie linguale

Le conduit vocal

Ce chapitre a pour but d'introduire les notions d'anatomie nécessaires à une bonne compréhension de la problématique clinique (Chapitre 2) et du travail de modélisation (Chapitre 4) qui seront exposés ultérieurement.

L'anatomie du conduit vocal sera brièvement décrite dans une première section (Section 1.1) avant de présenter l'anatomie de la langue (Section 1.2) et pour finir les muscles du plancher de buccal (Section 1.3).

Ce chapitre ne se veut pas exhaustif, et pour plus de précisions, le lecteur pourra se référer à Rouvière et Delmas (2002), Bouchet et Cuilleret (1997), Hansen (2004) ou Gray (1918).

1.1 L'anatomie du conduit vocal

Le conduit vocal comprend la cavité buccale, les fosses nasales, le pharynx et le larynx (cf. Fig. 1.1). Ses constituants participent à trois fonctions essentielles : la respiration, la déglutition et la phonation.

1.1.1 La cavité buccale

De forme ovoïde, elle est comprise entre le maxillaire supérieur et la mandibule (ou maxillaire inférieur), structures à la fois osseuses et membraneuses. Elle est fermée en avant par les lèvres et limitée latéralement par les joues, en bas par la langue et le plancher buccal. Elle communique en arrière avec la partie orale du pharynx au niveau d'une large ouverture, l'isthme du gosier.

La cavité buccale peut être elle-même subdivisée en deux sous-parties séparées par l'arcade dentaire : le vestibule, compris entre les dents et la face interne des joues et des lèvres, et la cavité buccale proprement dite, occupée en grande partie par la langue, et délimitée par les dents en avant et sur les côtés, par l'isthme du gosier en arrière, et par la voûte palatine, également appelée palais dur, vers le haut (Fig. 1.2). Notre effort de modélisation biomécanique portant essentiellement sur la langue, elle sera décrite plus en détail dans la section suivante (Section 1.2).

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.

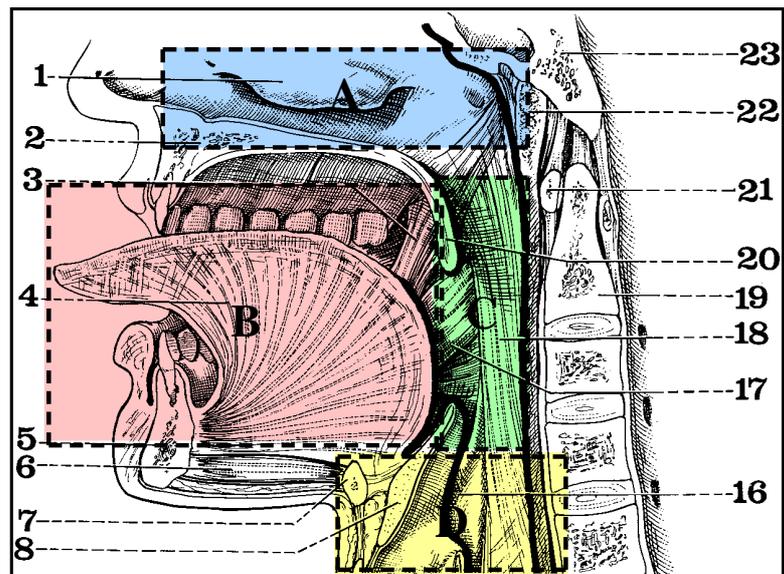


FIG. 1.1 – Coupe sagittale schématique de la cavité buccale et du pharynx, d'après Bouchet et Cuilleret (1997). A : les fosses nasales (bleu), B : la cavité buccale (rose), C : la zone pharyngée (vert) et D : la zone laryngée (jaune).

Sur la face inférieure de la langue se trouve le frein lingual, voile fibreuse qui relie la face inférieure de la langue au plancher de la bouche (Fig. 1.2). Au pied du frein lingual, dans le plancher de la bouche, loge la caroncule sublinguale, siège du canal de Wharton, canal excréteur de la glande salivaire sous-mandibulaire.

Vers l'arrière, on peut distinguer les piliers antérieurs (arc palato-glosse) et postérieurs (arc palato-pharyngien) du voile du palais (Fig. 1.2) entre lesquels se trouvent l'amygdale (ou tonzille) palatine et le foramen cæcum, et à la base de la langue l'épiglotte et les amygdales linguales (Fig. 1.5).

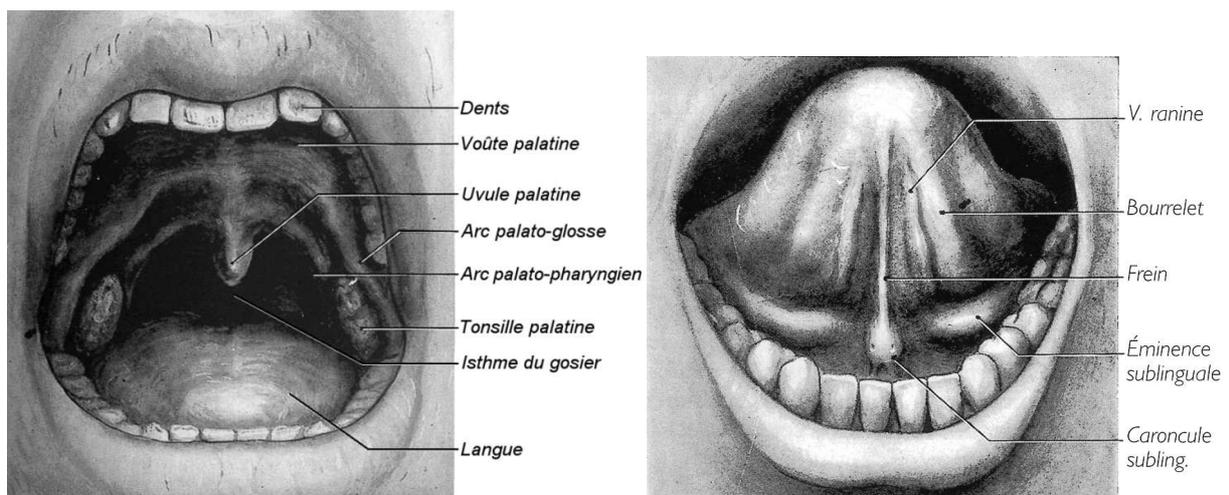


FIG. 1.2 – Représentation schématique de la cavité buccale, d'après Rouvière et Delmas (2002). A gauche, la face inférieure de la langue.

1.1.2 Les fosses nasales

Au nombre de deux, elles sont situées au dessus de la cavité buccale dont elles sont séparées par la voûte palatine (Fig. 1.3, gauche). Elles sont en communication avec le pharynx vers l'arrière par le biais d'orifices appelés *choanes* (Fig. 1.3, droite). Elle jouent un rôle important en respiration ainsi qu'en production de parole. Elles participent aux cavités de résonance pour les consonnes ou voyelles nasalisées. En effet, l'abaissement ou le relèvement du voile du palais va permettre d'ouvrir ou fermer le sphincter vélo-pharyngé, laissant passer ou non le flux d'air par les cavités nasales. Si le sphincter est ouvert, les propriétés spectrales du signal de parole dépendent grandement des cavités nasales.

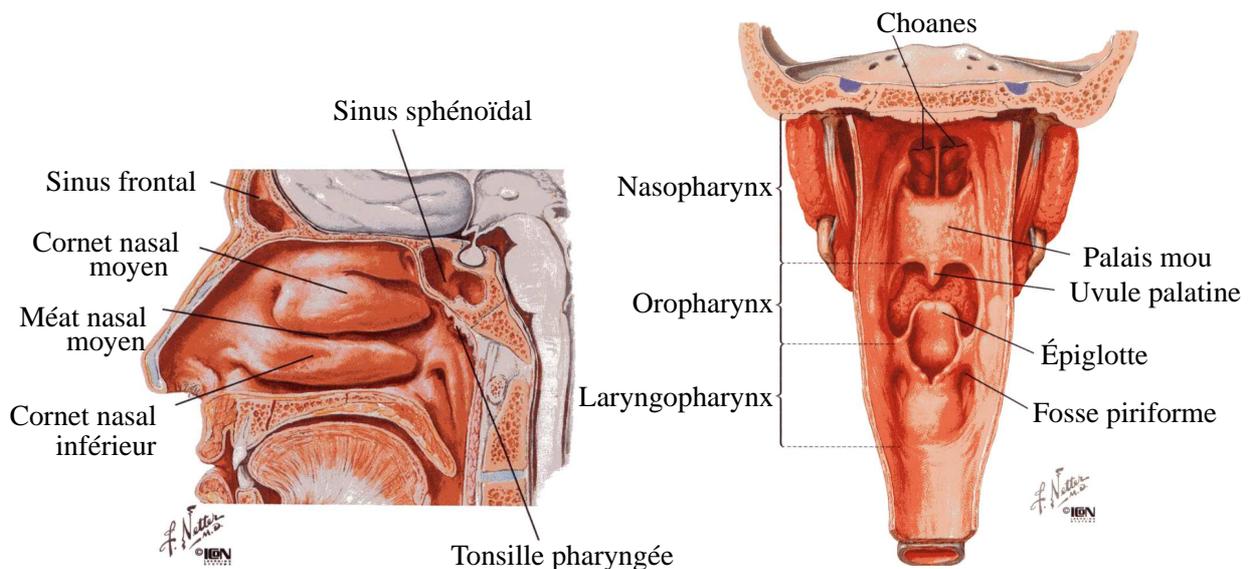


FIG. 1.3 – Représentation schématique des fosses nasales. A gauche : paroi latérale de la cavité nasale, à droite : visualisation des choanes pharynx ouvert (vue postérieure). Repris de Hansen (2004).

1.1.3 Le pharynx

Conduit musculaire et membraneux, il constitue un carrefour entre les voies de déglutition (de la cavité orale à l'œsophage) et de respiration (de la cavité nasale au larynx). Il est décomposé en 3 étages bien distincts :

- une partie supérieure, le nasopharynx, qui communique avec les voies nasales. Il est partiellement séparé de la partie buccale par une membrane musculo-tendineuse, le voile du palais, ou palais mou ;
- une partie moyenne, l'oropharynx, en continuité avec la cavité buccale, limitée en haut par le voile du palais, et en bas par un plan horizontal passant par le corps de l'os hyoïde ;
- une partie inférieure, le laryngopharynx, limitée en avant par l'épiglotte et qui continue avec l'œsophage. L'extrémité du pharynx est séparée de l'œsophage par un bourrelet muqueux, la bouche œsophagienne de Killian, ayant la forme d'un orifice semi-lunaire. Les fibres du muscle constricteur inférieur y forment un véritable sphincter.

D'une longueur moyenne de 15 cm au repos, son extrémité inférieure remonte lorsqu'il se contracte, entraînant une diminution de longueur pouvant atteindre 3 cm.

1.1.4 Le larynx

Le larynx se situe au dessus de la trachée, en dessous de l'os hyoïde, auquel il est relié par le ligament hyo-épiglottique, et en avant du pharynx.

Il intervient dans les mécanismes de déglutition et de respiration. C'est également l'organe fondamental de la phonation : il comprend en effet un ensemble de segments cartilagineux mobiles, entre lesquels sont tendus deux replis muqueux, les cordes vocales.

Le larynx est très mobile aussi bien pendant la déglutition que pendant la phonation : il peut se déplacer à la fois verticalement et transversalement. Il va par exemple s'élever sous l'action du pharynx lors de l'émission de sons de fréquence fondamentale élevée et s'abaisser pendant la production de sons de fréquence fondamentale plus basse.

1.1.5 L'os hyoïde

L'os hyoïde (Fig. 1.4), en forme de fer à cheval (ou d'Υ, upsilon majuscule grec, d'où son nom), est le seul os du corps humain à ne pas être articulé avec d'autres os du squelette. Il y est relié par des ligaments et des muscles. Il est situé au-dessus du larynx dans la partie antérieure du cou, sous la base de la langue.

Il est composé d'un corps, partie la plus antérieure, en forme de quadrilatère, de deux grandes cornes, qui partent vers l'arrière, dans le prolongement du corps, et de deux petites cornes, à la jonction entre le corps et les grandes cornes.

La Figure 1.4 donne les lieux d'insertions musculaires sur les différentes parties de l'os hyoïde (noms des muscles en lettres capitales) ainsi qu'une représentation schématique des muscles supra- et infra-hyoïdiens. L'os hyoïde est attaché à la langue par un grand nombre de muscles que l'on verra plus en détails dans les sections 1.2.2 et 1.3, au pharynx et au larynx. L'extrémité des grandes cornes est reliée au larynx par la membrane thyro-hyoïdienne et la membrane hyo-épiglottique, les petites cornes à l'os temporal par les ligaments stylo-hyoïdiens.

1.2 Anatomie de la langue

La langue est un organe musculo-membraneux sans tendon assimilable à un *hydrostate musculaire* (Smith et Kier, 1989), structure biologique majoritairement musculaire pouvant être actionnée sans l'aide d'un support squelettique, grâce à ses propriétés d'incompressibilité. Elle est douée d'une très grande mobilité et intervient à la fois dans les mécanismes de production de parole, de mastication et de déglutition.

De forme ovoïde, elle occupe la partie moyenne du plancher de la cavité buccale, et elle est reliée à l'os hyoïde, à la mandibule, au processus styloïde et au palais dur par des muscles, au pharynx par sa muqueuse.

Elle est divisée en deux parties, la base ou racine de la langue et le corps, lui même subdivisé en deux sections : un segment horizontal, occupant les deux tiers antérieurs également appelé segment buccal (zone apicale et dos de la langue) et le tiers postérieur ou segment pharyngien, vertical (zone vélaire et zone pharyngée). La langue est également séparée par une lame fibreuse, verticale et médiane, le septum lingual, en deux moitiés grossièrement symétriques par rapport au plan médian de la tête.

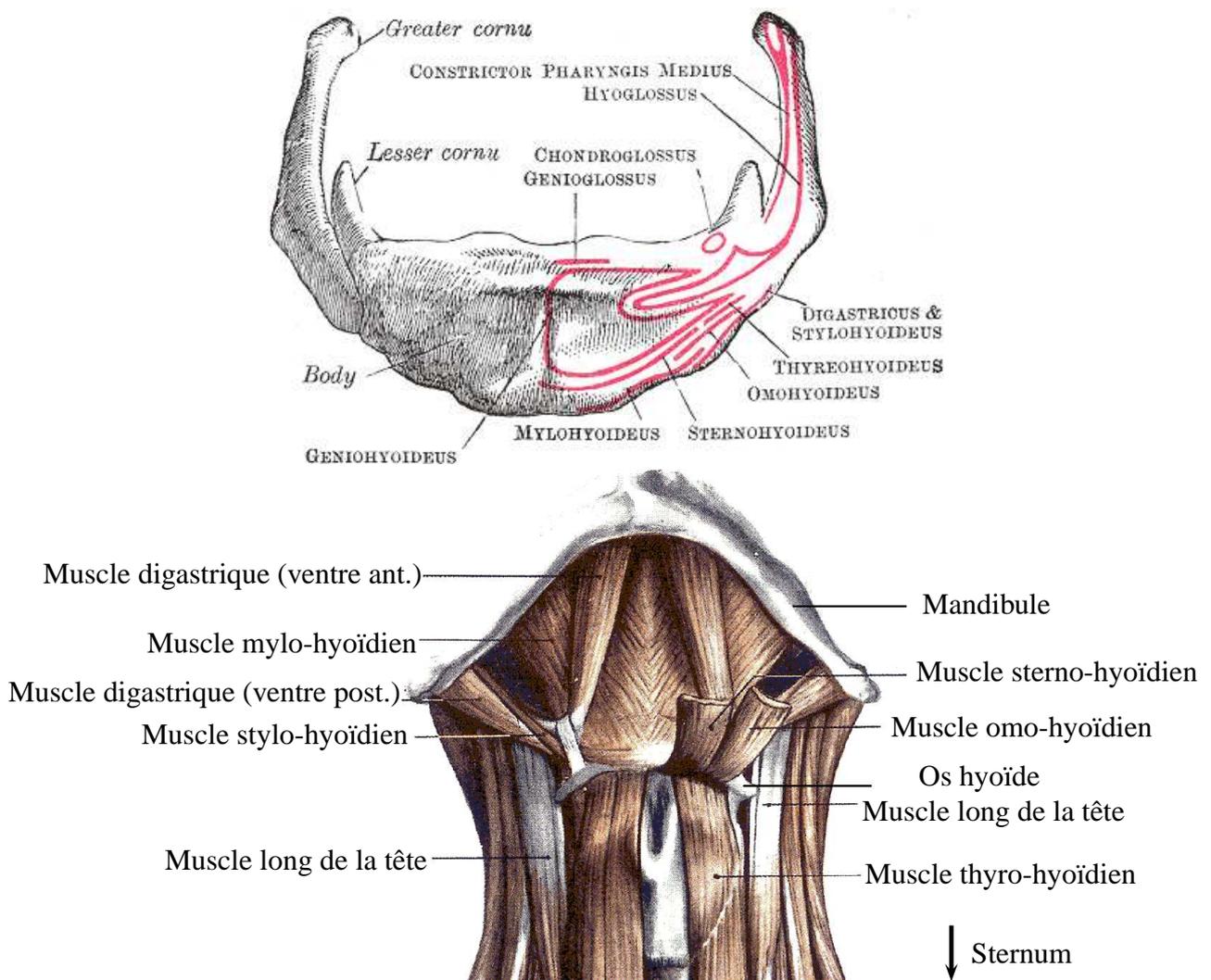


FIG. 1.4 – Principales insertions musculaires sur l'os hyoïde. En haut : vue frontale, d'après Gray (1918). En bas, représentation des muscles supra- et infra-hyoïdiens, d'après Rouvière et Delmas (2002).

1.2.1 Muqueuse de la langue

La totalité de la partie libre de la langue est recouverte d'une muqueuse.

Face supérieure de la langue : La muqueuse y est épaisse et très adhérente à la structure musculaire sous-jacente dans la partie buccale, moins adhérente dans la partie pharyngée. Dans sa partie buccale, elle est recouverte sur toute son étendue de papilles linguales, fondamentales dans la perception des goûts, permettant de reconnaître les différentes saveurs sucrée, salée, acide, amère et umami¹. On peut distinguer trois types de papilles, selon leur forme et leur taille (Fig. 1.5) :

- les papilles circumvallées, les plus volumineuses, situées à l'arrière de la langue, qui sont au nombre de neuf et forment le *V lingual*. Chaque papille contient plusieurs centaines de bourgeons du goût.
- les papilles fongiformes, de taille intermédiaire, en forme de champignon, disséminées

¹l'*umami* est la cinquième catégorie du goût, correspondant à la saveur du glutamate de sodium

- sur la majeure partie de la langue. On compte de 1 à 4 bourgeons par papille fongiforme.
- les papilles filiformes, présentes en plus grand nombre, en forme de cône et qui ne présentent pas de bourgeon contrairement à toutes les autres papilles.

Bord de la langue : Un quatrième type de papilles, les papilles foliées, est visible sur les bords externes de la langue, sous forme de petits replis verticaux parallèles.

Face inférieure de la langue : La muqueuse est transparente et fine, et présente un repli muqueux médian, le frein de la langue (Fig. 1.2). Aucune papille n’y est visible.

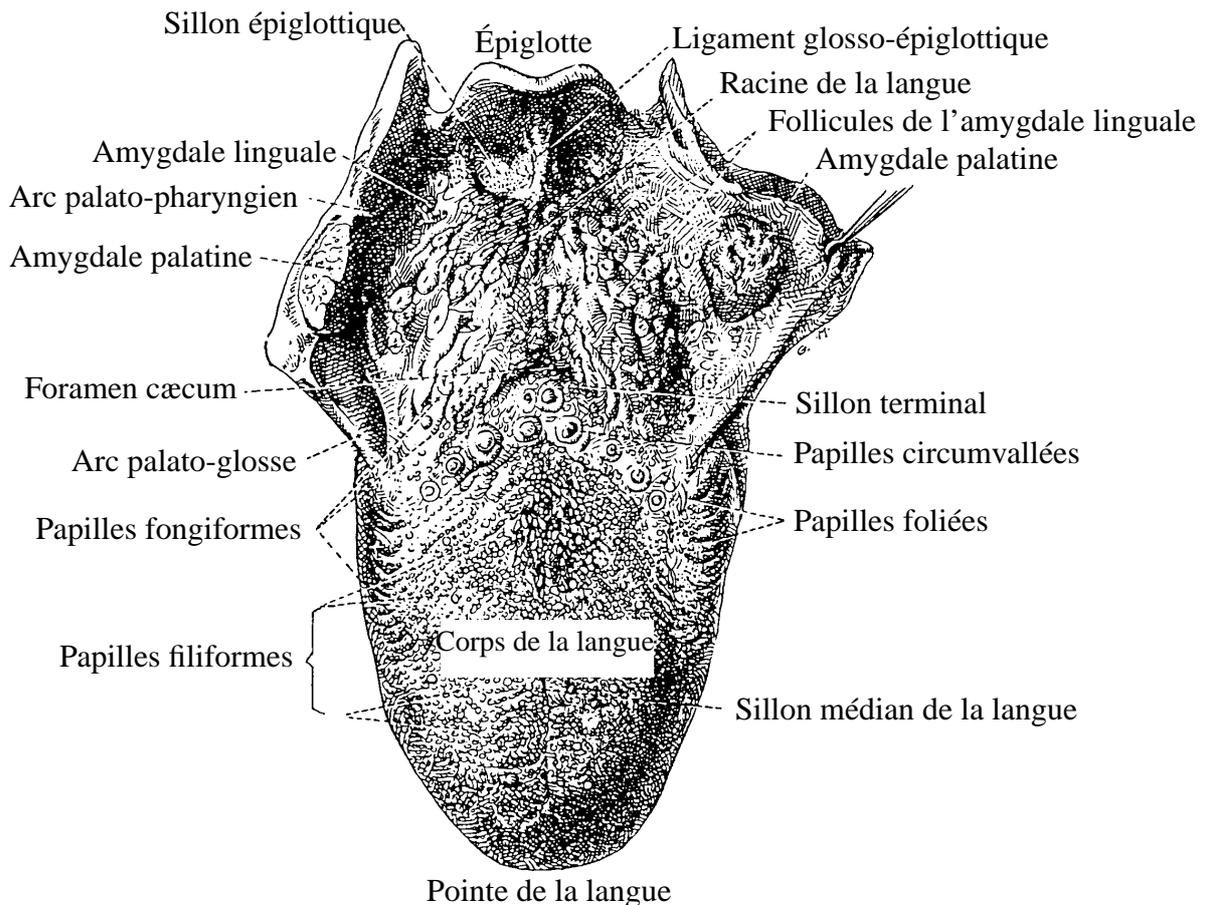


FIG. 1.5 – Vue supérieure de la langue, d'après Rouvière et Delmas (2002).

1.2.2 Description anatomique et fonctionnelle des principaux muscles de la langue

De nombreuses études morphologiques portant sur l'étude de la langue de mammifères tels le chat (Abd-El-Malek, 1938), le chien (Mu et Sanders, 1999, 2000) ou le rat (Sokoloff, 2000) ainsi que sur la langue du fœtus (Barnwell *et al.*, 1978a,b; Touré et Vacher, 2006) ont été effectuées pour clarifier la structure interne de la langue, la localisation précise de chaque muscle ainsi que l'orientation des fibres musculaires. Malheureusement, les résultats de ces différentes études ne concordent pas toujours et de nombreuses incertitudes subsistent. A notre connaissance, peu d'études morphologiques complètes ont été effectuées sur la langue humaine adulte, et elles portent généralement sur un nombre restreint de spécimens (Abd-El-Malek,

1939; Miyawaki, 1974; Barnwell, 1976; Takemoto, 2001; Gilbert et Napadow, 2005; Gaige *et al.*, 2007). Une description précise de l'anatomie linguale est particulièrement ardue, compte tenu du nombre important de muscles qui composent la langue, du fait que ces muscles soient entrelacés et que leur géométrie soit extrêmement complexe. Ces études, basées pour la plupart sur des dissections et l'observation de coupes histologiques de la langue ou plus rarement sur des techniques d'imagerie par résonance magnétique (Gilbert et Napadow, 2005; Gaige *et al.*, 2007), n'ont pas encore permis de définir précisément la musculature linguale dans toute sa complexité. A cela pourrait également s'ajouter une variabilité inter-individus (selon le sexe), et intra-individu (selon l'âge), peu ou pas prise en compte lors de la présentation des résultats.

L'action précise de chaque muscle étant encore l'objet de discussions auxquelles notre modèle a vocation de contribuer, de même que la localisation exacte des fibres musculaires et leur orientation, nous indiquerons les résultats communément admis, et évoqueront ceux qui sont encore sujets à discussion.

La langue dispose d'une musculature complexe composée de muscles extrinsèques, possédant une ou plusieurs insertions musculaires, qui fixent la langue à l'os hyoïde, la mandibule, le processus styloïde du temporal et le palais, et de muscles intrinsèques, à l'intérieur de la langue, sans insertion musculaire (Salter, 1852). Les muscles extrinsèques permettraient de contrôler les mouvements d'ensemble de la langue alors que les muscles intrinsèques contrôleraient les changements plus fins de forme de la langue.

Tous les muscles de la langue sont pairs, à l'exception du muscle lingual supérieur. Nous décrirons tout d'abord les muscles extrinsèques puis les muscles intrinsèques de la langue, même si cette classification en deux groupes bien distincts est parfois sujette à caution (Saito et Itoh, 2003).

1.2.2.1 Génio-glosse (GG)

Insertions et description Figures 1.6, 1.7.a et 1.8

Le plus large des muscles de la langue, pair, extrinsèque, il présente sur une vue de côté du conduit vocal la forme d'un éventail aplati. Il s'insère en avant sur l'épine mentonnière supérieure et sur la partie antérieure du corps de l'os hyoïde pour ses fibres les plus postérieures. Des études existent sur l'innervation du génio-glosse chez l'animal, dont le chien (Mu et Sanders, 2000). A notre connaissance, il n'existe pas d'étude similaire chez l'homme décrivant les unités motrices de ce muscle. A partir d'hypothèses fonctionnelles, ce muscle est parfois modélisé en deux (Payan, 1996) ou trois (Perkell, 1974; Dang et Honda, 2002) unités fonctionnelles, qui pourraient être contrôlées indépendamment les unes des autres. Niimi *et al.* (1994) n'ont pas trouvé de repères anatomiques permettant de distinguer ces différentes unités, et aucune donnée ne permet à notre connaissance de savoir si les différences fonctionnelles sont graduelles ou si les différentes unités sont clairement délimitées.

- Les fibres antérieures se rendent vers la pointe de la langue, mais les avis divergent sur la présence (Langdon *et al.*, 1978; Touré et Vacher, 2006) ou l'absence (Takemoto, 2001) de fibres à l'extrémité de la pointe.
- Les fibres moyennes se dirigent vers la muqueuse de la face dorsale de la langue.
- Les fibres les plus inférieures sont quasiment horizontales.

Action Figure 1.9

Ses fibres les plus antérieures incurvent la partie médiane antérieure de la langue et tirent l'apex

en bas et en arrière. Ses fibres moyennes aplatissent le dos de la langue et tirent la langue vers l'avant. Ses fibres postérieures portent la langue vers l'avant et incurvent la partie médiane postérieure.

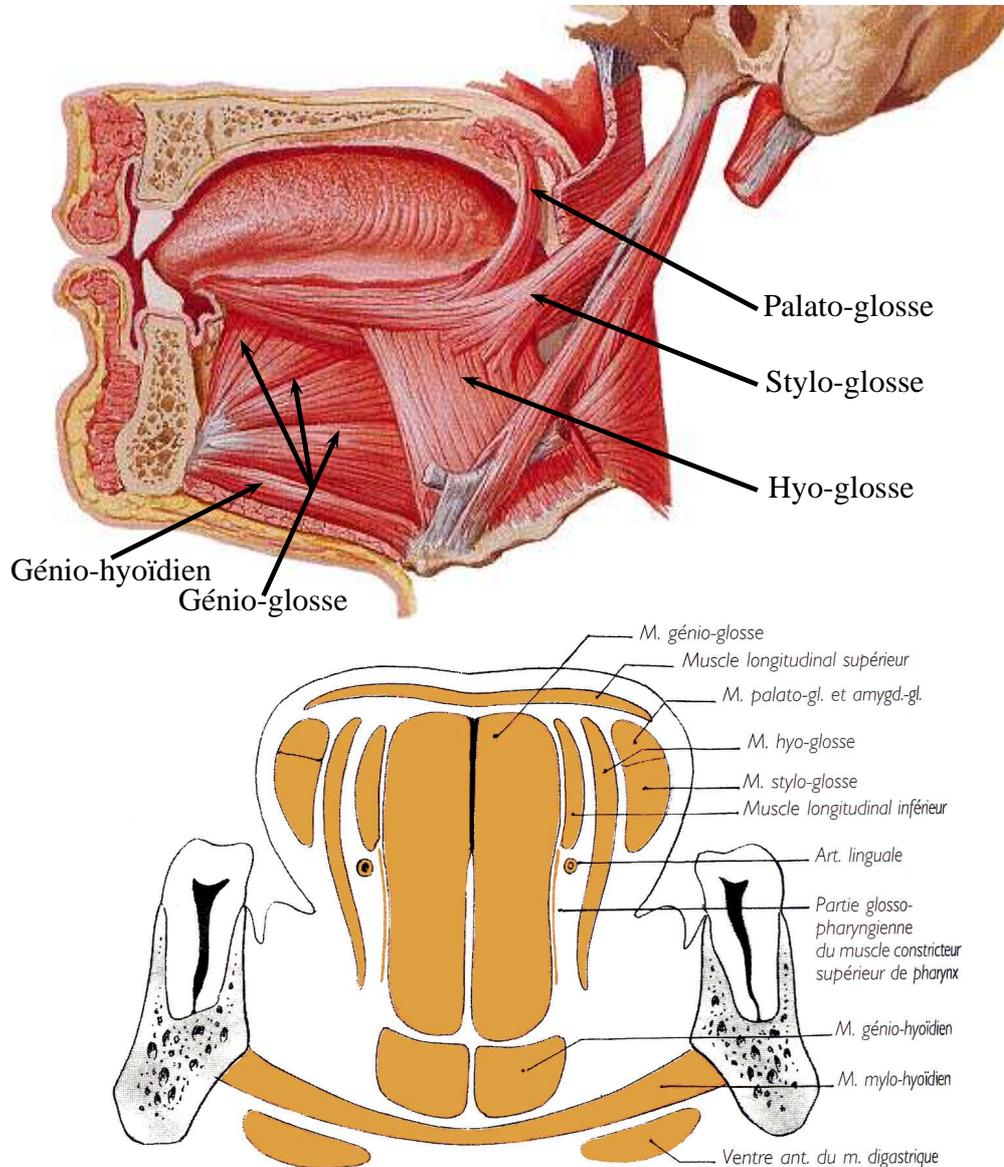


FIG. 1.6 – Représentation schématique des muscles de la langue. En haut, dans un plan sagittal, repris de Hansen (2004). En bas, coupe frontale dans la zone médio-palatale, en arrière de la première molaire, d'après Rouvière et Delmas (2002).

1.2.2.2 Hyo-glosse (HG)

Insertions et description Figures 1.6 et 1.7.b

Muscle pair, extrinsèque, fin, quadrangulaire, il naît sur la partie antérieure du corps de l'os hyoïde et sur ses petites et grandes cornes (Fig. 1.4). Ses fibres remontent en direction du dos de la langue, sous les fibres du lingual supérieur, et croisent celles du stylo-glosse. Selon Abd-El-Malek (1939) et Miyawaki (1974), ses fibres les plus antérieures fusionneraient avec celles

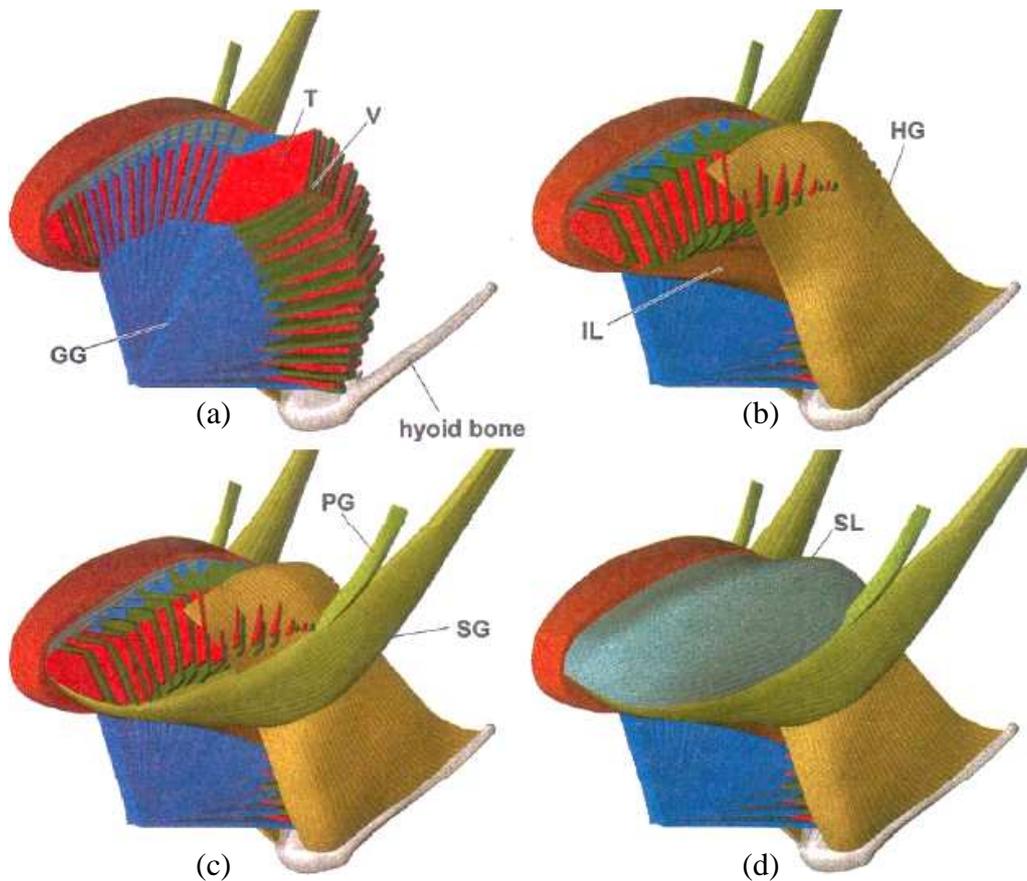


FIG. 1.7 – Schéma tridimensionnel de la musculature de la langue, de la musculature interne (a) à la musculature externe (d) (Takemoto, 2001). GG = génio-glosse, HG = hyo-glosse, PG = palato-glosse, T = transversalis, V = verticalis, IL = lingual inférieur, SL = lingual supérieur.

du lingual inférieur et du stylo-glosse. Selon Takemoto (2001), elles courraient vers le haut et l'avant, après avoir croisé le stylo-glosse.

Ce muscle se décompose en trois faisceaux (Laude, 1996) :

- le basio-glosse, issu du corps de l'os hyoïde ;
- le cérato-glosse, issu de la grande corne de l'os hyoïde, séparé du basio-glosse par la petite corne ;
- le chondro-glosse, issu des petites cornes de l'os hyoïde.

Selon certains auteurs (Ogata *et al.*, 2002), le chondro-glosse doit être considéré comme un muscle lingual extrinsèque indépendant du hyo-glosse, bien que ces deux muscles soient phylogénétiquement proches.

Action Figure 1.9

Il abaisse la surface de la langue lorsque l'os hyoïde est fixé, en la ramenant vers l'os hyoïde (Figure 1.9). Ses fibres les plus antérieures rétractent également la pointe de la langue.

1.2.2.3 Palato-glosse ou staphylo-glosse (PG)

Insertions et description Figures 1.6 et 1.7.c

Le plus petit des muscles extrinsèques, pair, il descend du voile du palais pour rejoindre la partie

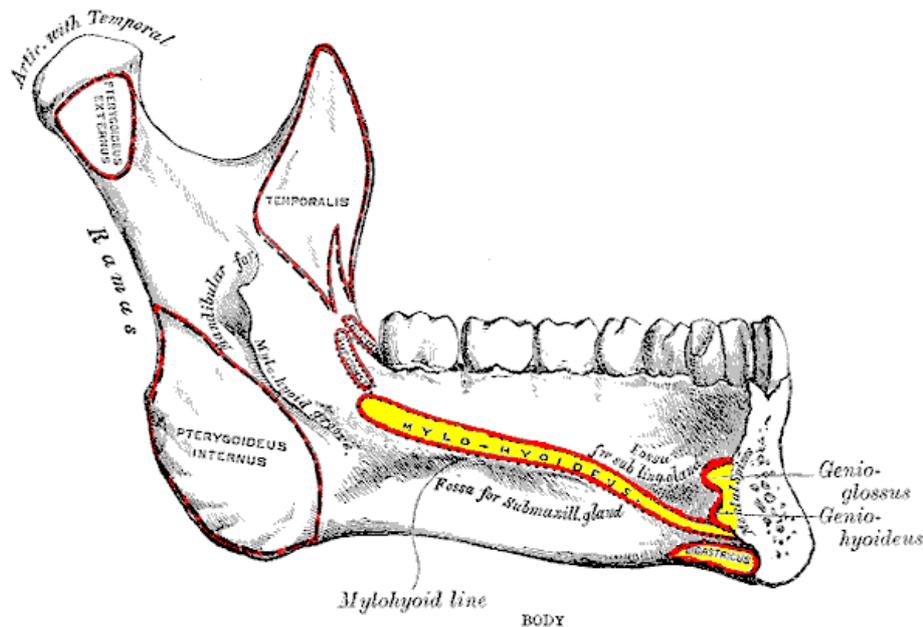


FIG. 1.8 – Insertions musculaires sur la surface interne de la mandibule, d'après Gray (1918). En jaune, la ligne mylo-hyoïdienne (insertion du MH), les épines mentonnières inférieures (GH) et supérieures (GG), et les insertions musculaires de la branche antérieure du digastrique.

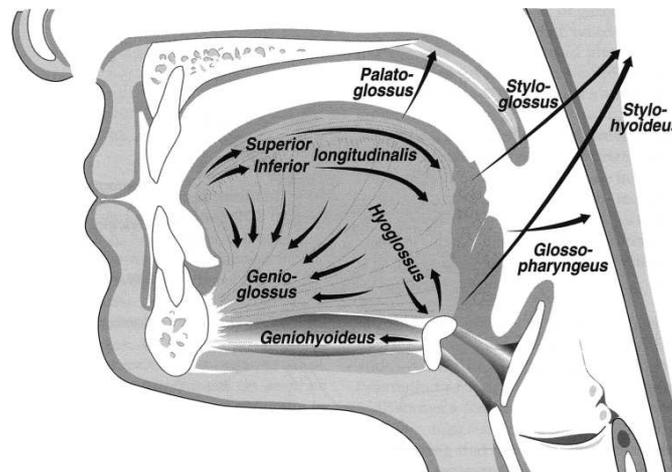


FIG. 1.9 – Actions de quelques muscles de la langue, selon Kent (1997). Vue en coupe dans le plan médiosagittal.

latérale de la face dorsale de la langue, en avant du stylo-glosse. Il se termine en un faisceau longitudinal sur le bord latéral de langue, où il fusionne avec le stylo-glosse.

Action Figure 1.9

Il rétrécit l'isthme du gosier, rapproche les bords libres de la langue des piliers antérieurs du voile du palais, élève la base de la langue et abaisse le voile du palais.

1.2.2.4 Stylo-glosse (Sty)

Insertions et description Figures 1.6 et 1.7.c

Muscle pair, extrinsèque, long et mince, il prend son origine sur le processus styloïde, et descend en bas vers l'avant jusqu'au bord latéral de la langue. Il se divise alors en trois faisceaux :

- un faisceau supérieur longitudinal, qui forme le relief du bord latéral, et s'étend jusqu'à la pointe de la langue, où ses fibres se confondent avec celles des muscles linguaux inférieurs et supérieurs (Figures 1.6 et 1.7.c). Les faisceaux droit et gauche se rejoignent dans la pointe de la langue au niveau du plan médian, sous la surface de la langue.
- un faisceau supérieur transversal, qui passe entre le lingual inférieur et le génio-glosse et s'insère sur le septum lingual, formant une structure en forme d'arche. Les fibres du hyo-glosse soutiennent les fibres du stylo-glosse qui changent de direction à ce niveau (Saito et Itoh, 2007).
- un faisceau inférieur, qui se dirige vers le bas et vers le septum lingual, en traversant les muscles hyo-glosse et lingual inférieur.

Action Figure 1.9

Il élève la langue dans sa partie vélaire, tout en reculant l'ensemble de la masse linguale.

1.2.2.5 Lingual inférieur (Inferior Longitudinalis, IL)

Insertions et description Figure 1.7.b

Muscle pair, intrinsèque, fin, il se trouve à la périphérie du génio-glosse, et s'étend d'avant en arrière depuis l'apex vers le corps de la langue (Takemoto, 2001). Dans sa partie antérieure, il se situe sous le verticalis et le transversalis, et mêle ses fibres à celles du stylo-glosse. Dans sa partie postérieure, ses fibres courent entre le génio-glosse et le hyo-glosse et s'insèrent latéralement sur la petite corne de l'os hyoïde. Ses fibres s'épaississent d'avant en arrière.

Action Figure 1.9

Il abaisse la langue et la raccourcit.

1.2.2.6 Lingual supérieur (Superior Longitudinalis, SL)

Insertions et description Figure 1.7.d

Unique muscle impair, intrinsèque, il se situe à la surface de la langue, sous la muqueuse. L'étendue de ce muscle est mal connue. Dense dans sa partie antérieure, ses fibres sont plus difficiles à discerner et moins ordonnées dans sa partie postérieure. Elles forment un faisceau beaucoup plus fin vers l'arrière de la langue, et selon Miyawaki (1974) s'étendent de l'apex à la racine de la langue où elles s'insèrent sur l'os hyoïde. Abd-El-Malek (1939) mentionne également l'existence d'un faisceau s'insérant sur l'épiglotte et le ligament hyo-épiglottique. Elles sont orientées selon l'axe antéro-postérieure de la langue. Selon Sokoloff (2003), le lingual supérieur n'est pas composé de fibres parallèles joignant les deux extrémités du muscle, mais aurait une structure de muscle *en série*, dans lequel de courtes fibres se superposent de l'origine du muscle à son insertion.

Action Figure 1.9

Il raccourcit et abaisse la langue en la ramenant vers l'os hyoïde (Fig. 1.9). Il permet également d'élever la pointe de la langue.

1.2.2.7 Transversalis (Trans)

Insertions et description Figure 1.7.a

Muscle pair, intrinsèque, il est constitué d'un ensemble de lames fibreuses orthogonales au plan médiosagittal, présentes de la pointe de la langue jusqu'à sa base, sous le lingual supérieur. Ses fibres sont pour la plupart courbées, orientées vers le bas, plus rarement rectilignes. Elles s'insèrent dans la muqueuse, sur les bords de la langue, et se dirigent vers le septum lingual, leur site d'insertion. De rares fibres rejoignent les fibres du muscle symétrique (Miyawaki, 1974). Les lames du transversalis alternent avec les lames de l'ensemble *génio-glosse + verticalis*.

Action

Il rétrécit la langue, et peut ainsi indirectement participer à l'allongement de la langue lorsque la hauteur de la langue est maintenue constante. La portion postéro-inférieure du transversalis formerait un anneau avec le constricteur supérieur du pharynx et jouerait un rôle important dans les mouvements de rétraction de la langue et de rétrécissement du pharynx, agissant ainsi comme un antagoniste du génio-glosse (Saigusa *et al.*, 2004).

1.2.2.8 Verticalis (Vert)

Description Figure 1.7.a

Muscle pair, intrinsèque, il se présente sous la forme d'une série de fines lames, très courtes (de l'ordre de 1,5-2 cm), provenant du dos de la langue, directement sous la muqueuse, et qui pénètrent le corps de la langue. Ses fibres se trouvent de part et d'autre du septum lingual. Leur orientation est relativement similaire à celles des fibres du génio-glosse, dont la longueur avoisine les 4-5 cm. Selon Miyawaki (1974), ce muscle est présent seulement dans la moitié antérieure supérieure de la langue, alors que Takemoto (2001) signale également sa présence dans la moitié postérieure de la langue. Abd-El-Malek (1939), quant à lui, signale la présence de deux types de fibres : courtes dans la partie antérieure, et de rares fibres plus longues qui rejoignent la partie postérieure. La densité de fibres dans la partie ventrale et dorsale est également mal connue : similaire pour Takemoto (2001), plus faible dans la racine que dans le corps de la langue pour Miyawaki (1974) et Touré et Vacher (2006). Dans la partie antérieure de la langue, les fibres du verticalis et du génio-glosse s'intercalent entre celles du transversalis (Takemoto, 2001).

Action

Il aplatit le dos de la langue.

1.2.3 Vascularisation de la langue

La vascularisation de la langue, sanguine et lymphatique, est particulièrement riche (Fig. 1.10).

La langue est surtout vascularisée par l'artère linguale, une branche de l'artère carotide externe, qui passe au dessus de la grande corne de l'os hyoïde et chemine entre le hyo-glosse et le lingual inférieur. Elle se divise en deux branches majeures :

- l'artère dorsale de la langue (branche collatérale)
- l'artère profonde de la langue (branche terminale)

Le sang repart par les veines linguales profondes, satellites de l'artère linguale, et les veines linguales principales, dont la veine ranine.

Les lymphatiques de l'apex se drainent dans les nœuds sub-mentaux, sous le mylo-hyoïdien et entre les muscles digastriques, ceux du corps vont aux nœuds sub-mandibulaires, sous le plancher de la cavité buccale et aux jugulaires externes.

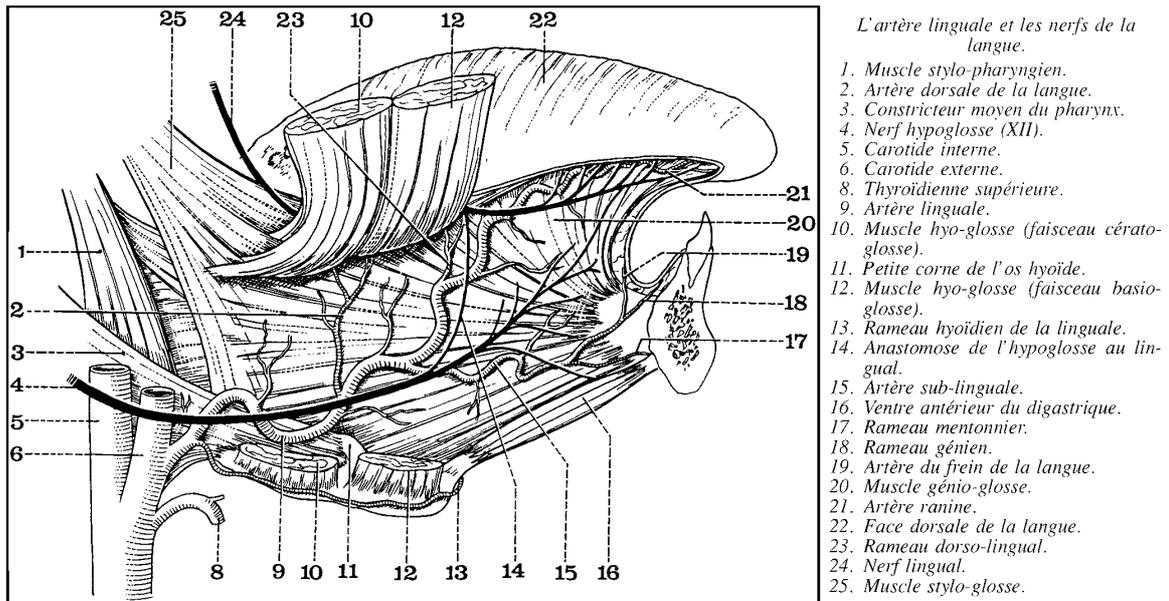


FIG. 1.10 – Les principales artères et les principaux nerfs de la langue, vue latérale d'après Bouchet et Cuilleret (1997).

1.2.4 Innervation de la langue

L'innervation de la langue, particulièrement complexe, est à la fois motrice, sensitive et sensorielle gustative (Fig. 1.10 et 1.11), et se fait exclusivement à partir de nerfs crâniens, qui naissent au niveau de l'encéphale.

Deux types de nerfs concourent à l'innervation de la langue :

- les nerfs moteurs (voie efférente), responsables de l'activité musculaire, qui transportent la commande motrice du système nerveux central (SNC) vers les muscles linguaux ;
- les nerfs sensitifs et sensoriels (voie afférente) qui vont transmettre les informations depuis les récepteurs sensoriels/sensitifs vers le SNC. Les informations sensibles englobent les informations conscientes liées à sensibilité sensorielle des organes des sens et à la sensibilité somatique, extéroceptive (comme le toucher) et proprioceptive (position et mouvement). Les informations sensorielles peuvent être conscientes ou non, et concernent les relations avec l'environnement (intérieur et extérieur au corps humain) et en réaction à cet environnement.

L'innervation de la langue est essentiellement assurée par :

- le nerf hypoglosse, ou nerf crânien XII, principal nerf moteur de la langue (innervation exclusivement motrice). Il innerve l'ensemble des muscles de la langue.
- le nerf glosso-pharyngien ou nerf crânien IX, nerf à la fois moteur, sensitif et sensoriel. Il innerve le stylo-glosse, le palato-glosse et le lingual inférieur (innervation motrice) ainsi que la portion dorsale de la langue en arrière du V lingual (sensitive et sensorielle) et les papilles circumvallées (sensorielle).
- le nerf facial, ou nerf crânien VII, nerf moteur, qui innerve le stylo-glosse, le palato-glosse et le lingual inférieur.
- le nerf lingual, branche du nerf mandibulaire V3, lui-même branche du trijumeau (nerf crânien V), la fois moteur, sensitif et sensoriel. Il innerve le stylo-glosse et les muscles longitudinaux supérieurs et inférieurs (innervation motrice, Saigusa *et al.* (2006)) et la partie située en avant du V lingual (sensitive et sensorielle).
- le nerf vague, ou nerf crânien X, innerve les replis et les vallécules épiglottiques (innervation sensitive).
- le nerf laryngé externe, branche du nerf vague, sensitif, innerve la partie la plus basse de la langue.

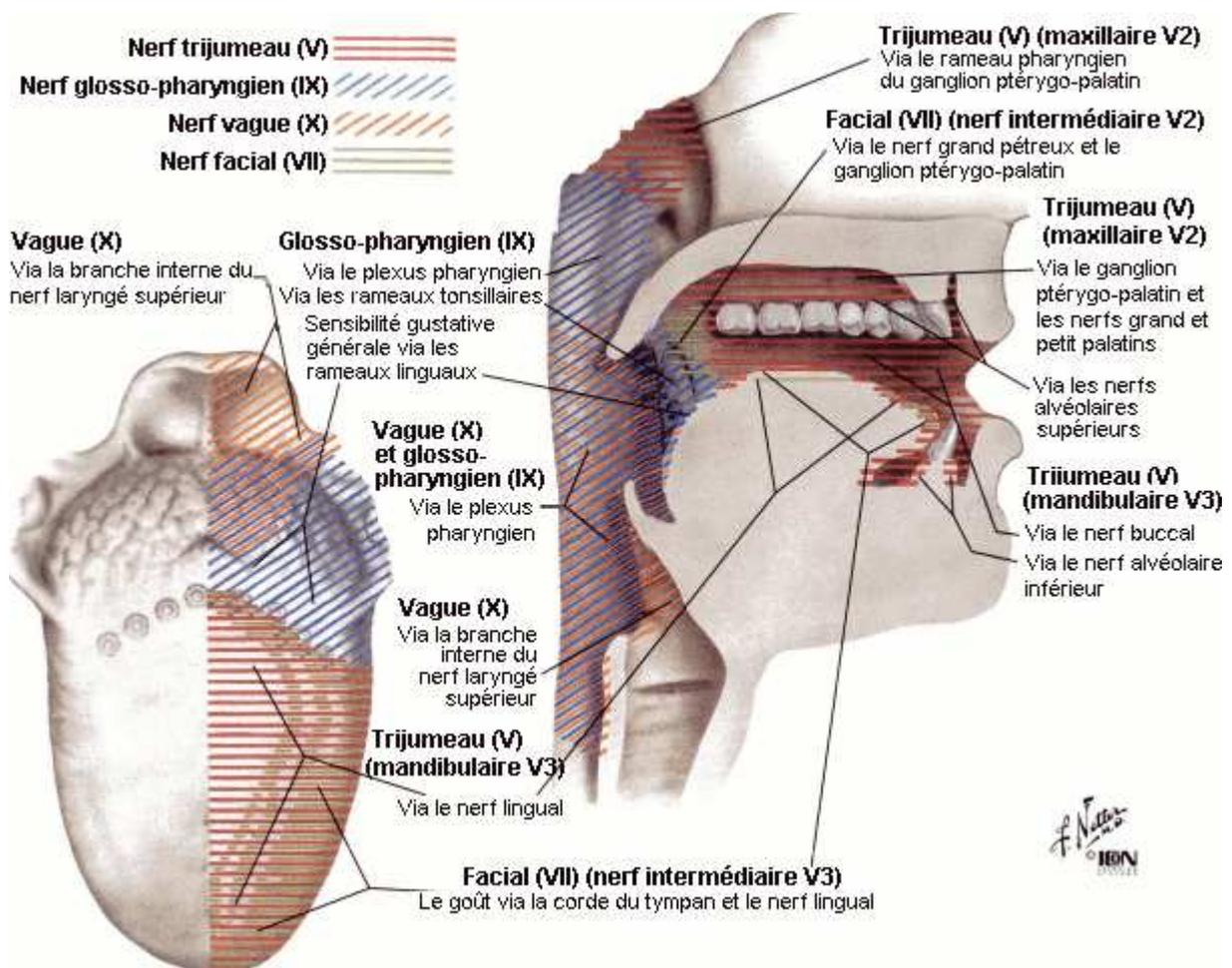


FIG. 1.11 – L'innervation de la langue, d'après Netter (2004).

1.3 Le plancher buccal

Le plancher de la bouche est situé dans la concavité du corps de la mandibule, sous la muqueuse buccale et la partie mobile de la langue, au-dessus et en avant de l'os hyoïde (Fig. 1.12). Il est composé de structures musculaires, des glandes salivaires sub-linguales ainsi que d'éléments vasculaires et nerveux.

Notre attention portera sur deux muscles qui jouent un rôle important en parole : le mylo-hyoïdien et le génio-hyoïdien.

1.3.1 Génio-hyoïdien (GH)

Insertions et description Figures 1.6, 1.12 et 1.8

Muscle pair, extrinsèque, court, assez épais, il s'insère en avant sur l'épine mentonnière inférieure de la mandibule et en arrière sur la face antérieure du corps de l'os hyoïde (Fig. 1.8). Il se situe entre le génio-glosse et le mylo-hyoïdien, et s'élargit d'avant en arrière. Ses fibres sont parallèles et courent du premier au second chef (cf. ci-dessous). Les muscles droit et gauche sont unis sur la ligne médiane par un septum.

Action Figure 1.9

Si l'os hyoïde est fixé sous l'action des muscles supra- et infra-hyoïdiens autres que le génio-hyoïdien, il participe à l'abaissement de la mandibule. Lorsque la mandibule est fixée, il est élévateur de l'os hyoïde (Fig. 1.9). Il participe au rétrécissement du plancher buccal et ainsi élargit le pharynx. Son action renforce celle du mylo-hyoïdien.

Innervation

Assurée par le nerf du muscle génio-hyoïdien, qui naît du nerf hypoglosse au niveau du bord antérieur du hyo-glosse.

1.3.2 Mylo-hyoïdien (MH)

Insertions et description Figures 1.6, 1.12 et 1.8

Muscle pair, extrinsèque et mince, il occupe la majeure partie du plancher buccal. Il naît de la ligne mylo-hyoïdienne de la mandibule (Fig. 1.8) et s'insère en avant sur l'épine mentonnière inférieure et en arrière sur la face antérieure du corps de l'os hyoïde. Toutes ses fibres se dirigent en bas et en dedans. La surface inférieure du muscle est connectée à la surface supérieure du ventre antérieur du digastrique tandis que sa surface supérieure est fermement liée à la surface inférieure du génio-hyoïdien, ce qui provoque une courbure des fibres (van Eijden et Koolstra, 1998). Les fibres antérieures des muscles droit et gauche, presque transversales, s'entrecroisent sur la ligne médiane pour former un raphé tendineux médian. Seules les fibres postérieures, très obliques, s'insèrent sur l'os hyoïde.

Action

Il est élévateur de l'os hyoïde ou abaisseur de la mandibule, selon que l'os hyoïde ou la mandibule est fixé. Il permet également de rigidifier le plancher de la bouche, permettant par exemple d'éviter que la partie postérieure de la langue ne s'abaisse lors de l'activation de la partie postérieure du génio-glosse. L'action simultanée des mylo-hyoïdiens droit et gauche permet de

rigidifier suffisamment la langue pour permettre aux autres activations musculaires de l'élever et de la plaquer contre le palais.

Innervation

Assurée par le nerf mylo-hyoïdien, branche du nerf alvéolaire inférieur.

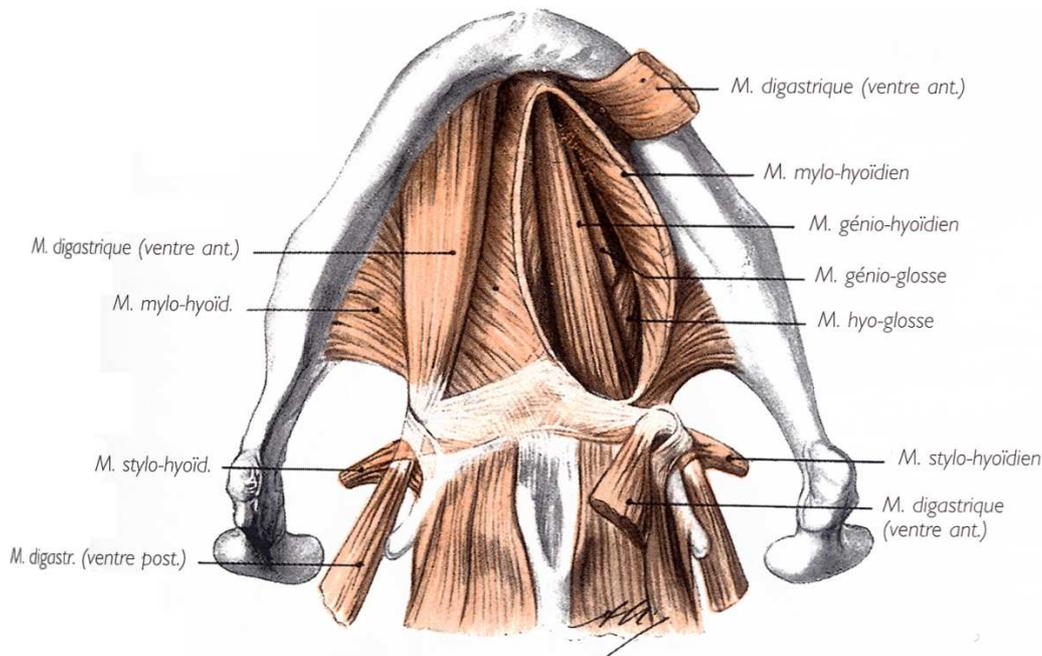


FIG. 1.12 – Muscles supra-hyoïdiens, d'après Rouvière et Delmas (2002).

1.4 Les lieux d'articulation des consonnes

Les termes introduits ici et rassemblés Figure 1.13, bien que sortant du domaine de l'anatomie et appartenant davantage à celui de la parole, seront utiles à la compréhension de ce mémoire et seront repris dans la majorité des chapitres suivants. Ils permettent de définir les différentes zones du conduit vocal sur le plan articulatoire.

Les consonnes se caractérisent par l'obstruction, totale ou partielle, du conduit vocal lors du passage de l'air : les organes mobiles vont s'accoler sur les parties fixes du conduit vocal. On appelle *lieu d'articulation* le point où l'obstruction (occlusion ou constriction) a lieu. La Figure 1.13 représente ces différents points d'articulation pour les consonnes du français et les dénominations associées. Le concept de lieu d'articulation existe également pour les voyelles : dans ce cas, il correspond au lieu de la constriction (rétrécissement maximum).

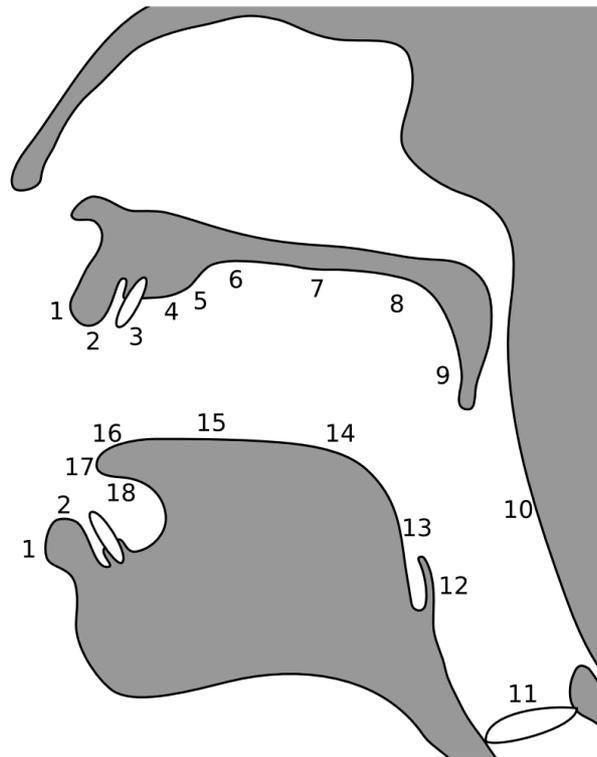


FIG. 1.13 – Les lieux d'articulation des consonnes, d'après Wikipedia (2007). Lieu d'articulation :
 1. Exo-labial (partie externe des lèvres), 2. Endo-labial (partie interne des lèvres), 3. Dental, 4. Alvéolaire (partie antérieure de la crête alvéolaire), 5. Post-alvéolaire (partie postérieure de la crête alvéolaire et légèrement en arrière), 6. Pré-palatal (partie antérieure de la voûte palatine), 7. Palatal (voûte palatine), 8. Vélaire (palais mou), 9. Uvulaire (ou post-vélaire), 10. Pharyngal, 11. Glottal (ou laryngal), 12. Épiglottal, 13. Radical (racine de la langue), 14. Postéro-dorsal (segment pharyngien du corps de la langue), 15. Antéro-dorsal, 16. Laminal, 17. Apical (pointe de la langue), 18. Sous-laminal (ou sous-apical).

Chirurgie de la langue

Le modèle de langue que nous avons développé sera exploité pour aider les chirurgiens maxillo-faciaux à planifier une chirurgie d'exérèse de la langue. L'objectif de ce chapitre est de préciser le contexte clinique de ce travail. Après une brève introduction sur les cancers de la langue, nous présenterons deux cas classiques de chirurgie d'exérèse tumorale requérant une reconstruction : les hémiglossectomies et les exérèses du plancher de la bouche (Section 2.1). Un autre champ potentiel d'application de travail est également présenté : le syndrome de Wiedemann-Beckwith, qui nécessite parfois une exérèse de la langue sans reconstruction (Section 2.2). Pour finir, nous préciserons les objectifs du travail de modélisation que nous nous sommes fixés (Section 2.3).

2.1 Les cancers de la langue et du plancher buccal

2.1.1 Généralités

Incidence

Les cancers de la langue font partie des cancers dits des voies aéro-digestives supérieures (VADS), qui regroupent les cancers de la cavité buccale, des lèvres, du pharynx et du larynx. L'incidence des cancers des VADS est en France l'un des plus élevés au monde. Il croît rapidement à partir de 40 ans, pour atteindre son maximum vers 60 ans. 80% des personnes touchées sont des hommes. En France, les cancers des VADS arrivent en 4^e position chez l'homme et en 14^e position chez la femme, soit au total plus de 17000 nouveaux cas par an pour environ 8000 décès (Institut de veille sanitaire, 2007). Ils touchent préférentiellement la cavité buccale (25% des cas), l'oropharynx (25%), le larynx (25%) et le laryngopharynx (15%) (voir la Section 1.1 pour les notions d'anatomie). Le cancer de la langue représente à lui seul environ 12% de l'ensemble des tumeurs des VADS.

Facteurs de risque

Environ 80% des cancers de la langue concernent des patients alcoolo/tabaco-dépendants. En effet, l'alcool accroît les effets nocifs du tabac en atrophiant la muqueuse et en augmentant sa perméabilité aux nombreuses substances cancérigènes du tabac. La consommation d'alcool et de tabac étant généralement plus importante dans un contexte socio-économique défavorable, la prévalence de ces cancers est supérieure dans les régions moins favorisées, en particulier le nord de la France. Les cancers des VADS touchent essentiellement les hommes, mais l'augmentation de la proportion de femmes parmi les fumeurs a entraîné une augmentation de la proportion de femmes parmi les personnes touchées ces dernières années. Le risque croît avec l'importance et la durée de la consommation de tabac (estimées en paquets/année) et le degré d'alcool ingéré. Une affection chronique de la muqueuse due à la présence d'une prothèse mal adaptée entraînant une irritation prolongée ou une mauvaise hygiène bucco-dentaire constituent des facteurs de risque supplémentaires.

Formes cliniques

Dans plus de 90% des cas, il s'agit de carcinomes épidermoïdes, tumeurs malignes qui se forment à partir de l'épithélium de recouvrement de la muqueuse.

Facteurs pronostiques

Ils dépendent de facteurs cliniques et de critères histologiques. La caractérisation de la tumeur est établie à l'aide de la classification TNM de l'UICC¹ (Tableau 2.1), qui prend en compte la taille de la tumeur (T), le nombre de ganglions lymphatiques régionaux atteints et leur taille (N²) ainsi que la présence de métastases à distance (M). La Figure 2.1 illustre le cas de tumeurs linguales pour T allant de T₁ à T₄.

Le pronostic repose en grande partie sur cette classification : Lavyssière *et al.* (1997) donne par exemple un taux de survie à 5 ans de 60% pour les tumeurs de la langue mobile classées T₁ et de seulement 8% pour les T₄. La présence de ganglions (N₊) diminuerait de moitié l'espérance de vie.

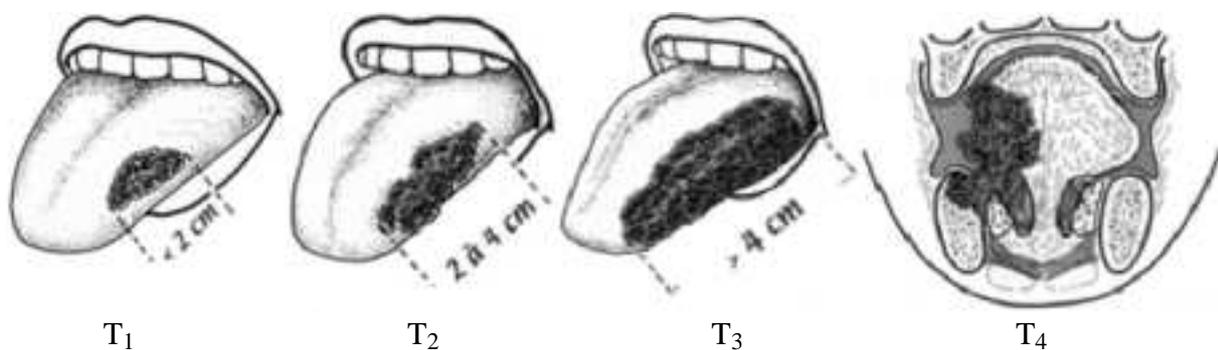


FIG. 2.1 – Exemple de tumeurs linguales (en noir) de type T₁ à T₄ (classification TNM). Source : UICC *et al.* (2003)

¹Union Internationale Contre le Cancer

²N pour *nodes* = ganglions en anglais

TAB. 2.1 – Classification TNM des cancers de la cavité buccale

T = Taille de la Tumeur	
T1	Tumeur dont le grand axe est inférieur à 2 cm
T2	Tumeur dont le grand axe est compris entre 2 et 4 cm
T3	Tumeur dont le grand axe est supérieur à 4 cm
T4	Tumeur envahissant les structures anatomiques adjacentes (os, plans cutanés, muscles extrinsèques de la langue)
Tx	Tumeur dont l'extension n'est pas évaluable
N = Extension ganglionnaire	
N0	Absence de ganglion
N1	Adénopathie ^a unique, homolatérale, inférieure à 3 cm
N2a	Adénopathie ^a unique, homolatérale, comprise entre 3 et 6 cm
N2b	Adénopathies ^a multiples, homolatérales, comprise entre 3 et 6 cm
N2c	Adénopathies ^a bilatérales ou controlatérales inférieures à 6 cm
N3	Adénopathie(s) ^a supérieure(s) à 6 cm
Nx	Extension imprécisable
M = métastases	
M0	Absence de métastase
M+	Présence de métastases

^aInflammation chronique limitée aux ganglions lymphatiques

2.1.2 Traitements

Les traitements évoluent en permanence, au fur et à mesure des progrès thérapeutiques. Ils dépendent à la fois du type de tumeur concernée (classification TNM) et de l'état général du patient (âge, antécédents cliniques, présence d'un cancer synchrone, conséquences de la mutilation) [voir ONCORA (2004)³ pour plus de détails]. Le but reste avant tout d'éradiquer le site tumoral et, lorsqu'elles existent, les aires ganglionnaires. Le traitement pourra faire appel, selon les cas, à :

- la chirurgie ;
- la chimiothérapie ;
- la radiothérapie externe.

Pour les cancers de la langue mobile, les tumeurs T₁T₂ sont généralement traitées par association radio-chirurgicale ou par radiothérapie seule, et les tumeurs T₃T₄ par une chimiothérapie, suivie d'une association radio-chirurgicale.

Pour les cancers du plancher, les tumeurs T₁T₂ à distance de la mandibule sont généralement traitées par association radio-chirurgicale ou radiothérapie seule, et les tumeurs T₃T₄ par une chimiothérapie néo-adjuvante⁴ suivie d'une association radio-chirurgicale avec résection ou non d'une partie de la mandibule.

³Le réseau ONCORA (ONCOlogie Rhône-Alpes) s'adresse aux praticiens prenant en charge des patients atteints de tumeurs cancéreuses. Il diffuse des recommandations établies et validées par différents comités de spécialistes au niveau régional sur la démarche à suivre pour traiter ces patients. Ces recommandations restent générales et ne précisent pas, par exemple, le type de tissu à utiliser pour une reconstruction après exérèse.

⁴Traitement complémentaire effectué avant l'intervention chirurgicale afin de la rendre possible.

Nous nous concentrerons dans ce mémoire sur le traitement chirurgical, qui consiste en une excision totale ou partielle de la langue, appelée glossectomie⁵. Une glossectomie partielle peut être sagittale, parasagittale ou transversale ; elle peut se limiter à la langue mobile ou s'étendre à la base de la langue.

2.1.2.1 Cancer de la langue mobile : cas de l'hémiglossectomie

Les cancers de la langue se présentent fréquemment sous la forme d'une masse indolore, d'une ulcération de la muqueuse qui ne guérit pas ou à stade plus avancé d'une lésion bourgeonnante.

La plupart des tumeurs sont localisées sur les bords latéraux de la langue, au niveau du tiers moyen (Figure 2.1), mais on peut également trouver des tumeurs touchant la zone apicale ou la base de la langue en arrière du V lingual. Ces dernières sont les plus graves, car généralement diagnostiquées plus tardivement.

Nous nous attacherons ici au cas le plus courant des tumeurs du bord libre de la langue. Elles sont souvent détectées à un stade avancé, requérant alors une glossectomie partielle. Afin d'éviter une récurrence, les tissus voisins de la tumeur sont également excisés : la distance entre le trait de coupe et le contour de la tumeur s'appelle la marge de l'exérèse. Dans le cas d'une glossectomie partielle, les résections peuvent être très agressives, avec des marges d'au moins 1 cm. Lorsque la taille de la tumeur dépasse 2 cm (tumeur de type T₂ ou plus), le recours à une hémiglossectomie est fréquent (Figure 2.2.a). Dans ce cas, la partie droite ou gauche de la langue mobile est excisée : la langue est divisée en deux dans le sens de la longueur, le long du septum, de l'apex aux papilles circumvallées, et la zone ainsi délimitée est réséquée. La racine de la langue ainsi que le segment pharyngé ne sont pas touchés. Différents types de lambeaux⁶ peuvent être utilisés pour reconstruire la langue (Section 2.1.2.3). Quand le cancer s'étend jusqu'à la mandibule, voire l'envahit, une mandibulectomie (ablation d'une partie de la mandibule en contact avec les lésions) marginale ou segmentaire (plus étendue) est nécessaire, afin de pouvoir conserver des marges autour de la tumeur qui soient suffisantes.

Dans le cas des tumeurs les plus importantes (tumeurs de type T₄), une hémiglossectomie s'avère insuffisante ; lorsque la tumeur est opérable une chirurgie majeure (glossectomie subtotale) avec reconstruction est donc effectuée.

2.1.2.2 Cancer du plancher buccal

Moins fréquents que les cancers de la langue mobile, les cancers du plancher de la bouche sont généralement plus graves.

Les exérèses du plancher buccal sont diverses, et varient en fonction de l'extension de la tumeur, en particulier de l'atteinte ou non des structures voisines. On distingue (Marandas *et al.*, 2006) :

- la pelvesctomie par voie buccale, en cas de lésion à distance de la face interne de la mandibule et du mylo-hyoïdien ;
- la pelvimandibulectomie non interruptrice, adaptée aux tumeurs du plancher buccal remontant légèrement sur la muqueuse de la face interne de la mandibule, sans atteinte alvéolaire et sans extension osseuse ;

⁵du grec glôssa : langue et ektomê : ablation, amputation

⁶Fragment de peau ou de muscle, déplacé d'un site donneur vers un site receveur, qui est utilisé en chirurgie plastique pour combler une perte de substance lorsque la plaie ne peut cicatriser spontanément ou en cas de perte de volume important.

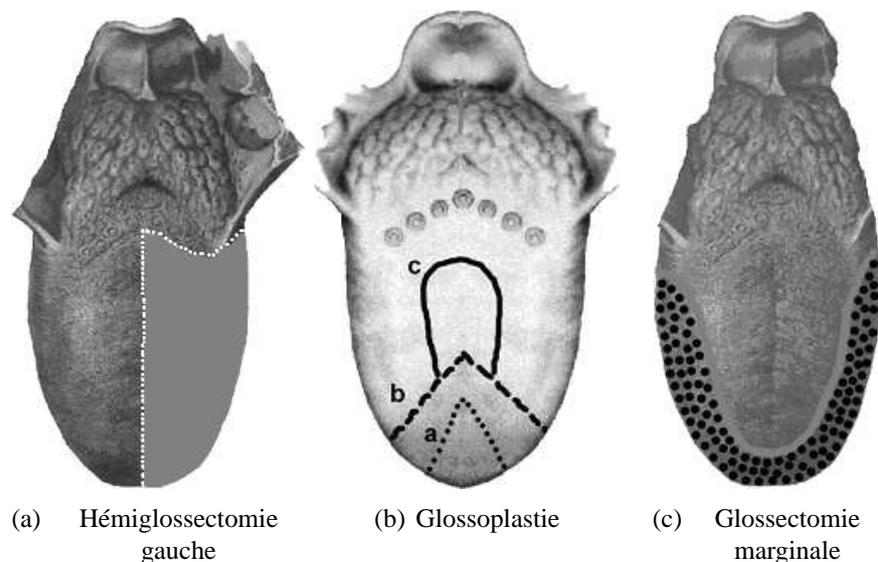


FIG. 2.2 – Représentation schématique d'exérèses de la langue (schémas de M. Brix). (a) Hémi-glossectomie gauche : la partie délimitée par des pointillés représente la zone excisée. (b) Glossoplastie : a = résection antérieure, b = coupe antérieure plus large, c = extension postérieure, d'après Deplagne (1996). (c). Glossectomie marginale.

- la pelvimandibulectomie interruptrice adaptée aux lésions s'accompagnant de perte de substance osseuse.

Lorsque ces exérèses s'étendent à la langue, on parle de pelviglossectomie, de pelviglossomandibulectomie non interruptrice et de pelvi-glossomandibulectomie interruptrice. Lorsque la tumeur atteint les tissus mous du menton et de la peau, on parle de pelvimandibulectomie élargie.

Nous nous intéressons ici aux tumeurs du plancher buccal les moins sévères, avec envahissement de la langue, avec ou sans atteinte des structures osseuses.

Dans la partie antérieure du plancher buccal, les plus petites tumeurs concernent la muqueuse et peuvent être réparées à partir de lambeaux locaux, le plus souvent avec un lambeau musculo-muqueux de la face interne de la joue (lambeau de muqueuse jugale pédiculé sur l'artère faciale - FAMM). La résection s'étend dans la muqueuse sous la crête alvéolaire⁷, sans porter atteinte à la face ventrale de la langue. La reconstruction permet une meilleure mobilité de la langue et évite une avancée de la langue hors de la cavité buccale.

Les cancers qui affectent la partie antérieure du plancher buccal peuvent s'étendre secondairement à la partie ventrale de la langue, le long du nerf lingual, au niveau du canal de Wharton ou à la face interne mandibulaire. Lors de la résection, les muscles situés directement sous la muqueuse sont sacrifiés, résection qui peut s'étendre jusqu'à la crête alvéolaire, et peut concerner la symphyse mandibulaire (point d'union des deux moitiés de la mandibule au niveau du menton). La résection peut également inclure la partie ventrale de la langue. La reconstruction doit alors être composite, avec l'utilisation d'un lambeau musculo-cutané ou mieux encore, d'un lambeau ostéo-cutané, prélevé au niveau du péroné.

Les tumeurs peuvent envahir les parties latérales droite et gauche de la partie postérieure du plancher buccal (par extension d'une tumeur du bord libre de la langue). En plus du traitement

⁷alvéole dentaire : la cavité de l'os dans la mandibule ou le maxillaire dans laquelle la dent est ancrée

du plancher buccal, la résection est étendue à la langue en procédant à une glossectomie marginale ou hémiglossectomie. Dans ce cas, la procédure à suivre lors de la reconstruction est la même que pour la langue.

2.1.2.3 Reconstruction des tissus linguaux

La plupart des lésions de la cavité buccale diagnostiquées précocement ne nécessitent pas de reconstruction importante. Dans le cas contraire, la reconstruction est indispensable pour limiter les répercussions de la chirurgie pour le patient, tant sur le plan esthétique que fonctionnel. L'importance des conséquences de la chirurgie est directement liée à l'étendue des tissus linguaux excisés et à la résection ou non de la mandibule. La rééducation post-opératoire sera d'autant plus difficile que la taille des tissus réséqués est importante et que le nombre de structures adjacentes touchées est élevé.

A l'origine, les lambeaux utilisés provenaient d'un site adjacent à la partie nécessitant une reconstruction. Leur géométrie (longueur, largeur, volume) étaient alors des critères de choix prépondérants. Aujourd'hui ces critères, bien qu'importants, ne sont plus les seuls à prendre en considération. Avec le développement de la chirurgie microvasculaire et de meilleures connaissances anatomiques, il est désormais possible de transférer un tissu viable d'un site à un autre, et de greffer des tissus, la condition importante étant de maintenir en permanence un bon apport sanguin (Neligan, 2002). Parmi ces lambeaux, on trouve :

- le lambeau de translation, généralement quadrangulaire, plus long que large : la peau est sectionnée jusqu'à une certaine profondeur de manière à conserver son réseau vasculaire. La perte de substance est comblée par glissement-rotation du site donneur vers le site receveur, sans déformation ni traction.
- le lambeau pédiculé, constitué de fragments de peau ou de muscle, de forme variable, relié au site d'origine par le biais d'un pédicule nourricier. Son transfert s'effectue selon le même procédé que précédemment, à la différence près que l'axe de rotation choisi est l'axe vasculaire qui alimente le lambeau.
- le lambeau libre : le lambeau et son pédicule vasculaire sont déplacés sur un site receveur situé à distance et le lambeau est branché sur un axe vasculaire dans la région receveuse.

La reconstruction de la langue peut être accomplie avec une fermeture réalisée avec ces trois types de lambeaux, le choix se faisant sur la taille et le volume à reconstruire, ainsi que la localisation de la perte de substance. On utilise ainsi :

- des lambeaux locaux (face interne de la joue). Le plus fréquemment utilisé est le lambeau musculo-muqueux de la face interne de la joue, utilisé comme lambeau de translation. Obtenu à partir du muscle buccinateur, petit, polyvalent, il peut être utilisé pour reconstruire le bord latéral de la langue ou le plancher buccal (utilisation de deux lambeaux, un de chaque côté).
- des lambeaux loco-régionaux (sous-hyoïdien, grand pectoral, grand dorsal, temporal). Les lambeaux musculo-cutanés, tel celui du grand pectoral et du grand dorsal, permettent d'avoir du volume pour reconstruire la langue de manière appropriée.
- des lambeaux distants (péroné, anté-brachial). Ces lambeaux libres sont utilisés pour des tumeurs avancées lorsque le besoin en volume et en mobilité est crucial.

Les plus petits lambeaux, muqueux, myomuqueux ou fasciocutanés, ont un comportement mécanique similaire à celui de la muqueuse orale. Les plus volumineux, les lambeaux musculo-

cutanés, sont moins polyvalents, et leur élasticité diffère de celle de la muqueuse.

Lorsque la perte de substance est limitée, un lambeau n'est pas nécessaire et une fermeture primaire (fermeture de la plaie lors de l'intervention chirurgicale) ou une cicatrisation sans fermeture permet d'obtenir de bons résultats pour ce qui est de la mastication et de la phonation, en particulier lors d'une exérèse de la partie antérieure de plancher buccal.

Les cancers qui demandent une chirurgie plus agressive, comme une glossectomie totale, entraînent une altération de la mastication et de la parole plus importante. On recourt alors à des lambeaux distants pour combler le manque de volume et de tissus mous.

Lorsque l'os doit être reconstruit, la procédure est plus lourde et la reconstruction de la muqueuse n'est pas prioritaire. Dans ce cas, le lambeau musculo-cutané du péroné est le plus adapté, car sa portion cutanée est fine et le volume musculaire peu épais.

L'option de la transplantation d'une langue complète de donneur dans les cas les plus graves serait la plus à même de permettre un rétablissement complet de la déglutition, de la mastication et de l'articulation. Encore exceptionnelle (Birchall, 2004), elle le restera probablement car les risques de rejet sont non négligeables et elle nécessite de suivre un traitement immunosuppresseur à vie.

Pour finir, une radiothérapie est souvent effectuée après la chirurgie, en particulier en présence de ganglions lymphatiques ou lorsque la tumeur atteint les structures osseuses. Les caractéristiques des tissus mous sont alors altérées par les radiations ; les tissus perdent de leur souplesse. Le résultat final pour le patient variera donc selon le traitement consécutif à l'opération.

2.1.3 Conséquences fonctionnelles

Les chirurgies linguales peuvent avoir des conséquences importantes sur la mobilité de la langue et sa capacité à se déformer, ce qui peut générer une dégradation des fonctions de base de la langue, soit la mastication, la déglutition et la parole. Il en résulte alors une dégradation importante de la qualité de vie des patients.

De nombreuses études ont permis d'évaluer cette dégradation en situation post-chirurgicale, lorsque le patient avait subi une résection de la langue mobile et/ou du plancher de la bouche, avec ou sans reconstruction.

Greven *et al.* (1994) ont montré qu'après réhabilitation, l'intelligibilité de la parole pouvait être satisfaisante, y compris après une glossectomie totale avec reconstruction, grâce à des mécanismes compensatoires. On pourrait donc s'attendre à ce que des chirurgies moins agressives mènent à d'excellents résultats en terme de production de parole. Cependant, on s'aperçoit qu'une glossectomie partielle ou une hémiglossectomie peut avoir des conséquences sur la qualité de vie des patients. Une résection mineure de la partie antérieure de la langue peut en effet affecter la production des consonnes apicales, tel le /r/ finnois (Knuuttila *et al.*, 1999). Des études acoustiques ont également montré qu'une glossectomie partielle pouvait altérer la production des voyelles extrêmes, telles le /i/ et le /u/ (Savariaux *et al.*, 2001), et qu'elle pouvait être à l'origine d'une réduction significative des mouvements antéro-postérieurs de la langue (Whitehill *et al.*, 2006).

2.2 Syndrome de Wiedemann-Beckwith

2.2.1 Généralités

Le syndrome de Wiedemann-Beckwith est un syndrome de croissance excessive, d'origine génétique (1 cas pour 13700 naissances), qui présente les caractéristiques suivantes (Gicquel *et al.*, 2005) :

- une macroglossie, langue d'un volume très supérieur à la moyenne, présente dans plus de 95% des cas ;
- une macrosomie, taille supérieure à la moyenne de la population du même âge, supérieure ou égale à deux écarts types, présente dans environ 80% des cas à la naissance, et qui s'atténue au cours de la croissance ;
- une viscéromégalie : reins, foie, rate, glande surrénale ou pancréas de taille très supérieure à la moyenne (50% des cas) ;
- des anomalies de développement.

2.2.2 Traitements

En cas de macroglossie, la taille de la langue est trop importante pour la cavité buccale, ce qui peut entraîner des problèmes d'alimentation, des troubles respiratoires, des problèmes d'occlusion, voire une déformation de la mâchoire.

Une glossoplastie⁸ de réduction peut être effectuée très tôt en cas de problèmes respiratoires sévères dus à une obstruction du conduit vocal ou avant l'âge de 3 ans pour anticiper les conséquences d'une croissance de la mandibule. La réduction des tissus est de l'ordre de 10 à 15 grammes, ce qui représente 10 à 15% de la masse de la langue. La coupe a la forme d'un losange plus ou moins large dans la partie antérieure médiane de la langue, auquel est associée une extension postérieure, symétrique ou asymétrique, afin de préserver au maximum la vascularisation de la langue (Figure 2.2.b).

Lorsque la macroglossie est moins prononcée, on parle de macroglossie relative. Dans ce cas, une glossectomie marginale (Figure 2.2.b) associée à un traitement orthognathique peut être envisagée. Le but est alors de réduire l'interposition latérale de la langue entre les dents.

Il n'existe actuellement aucun consensus clair quant à la démarche à suivre selon la pathologie du patient. La nécessité de diminuer le volume de la langue est évidente, mais le meilleur schéma de coupe afin de réduire les conséquences fonctionnelles pour le patient reste à définir.

2.2.3 Conséquences fonctionnelles

Une étude portant sur 11 sujets adultes ayant subi une glossoplastie de réduction avant l'âge de 3 ans et demi, avec ablation de la partie antérieure et/ou de la partie centrale de la langue mobile (Tomlinson *et al.*, 2007) a montré les anomalies suivantes après l'opération : volume de la langue encore trop important (dans 91% des cas), apparence de la langue anormale (73%) et apex trop court (55%). Globalement, les résultats étaient satisfaisants mais ces réductions linguales n'ont pas permis d'obtenir une mobilité (problèmes d'articulation, plus rarement de déglutition) et une apparence normales de la langue.

⁸du grec glôssa : langue et plassein : action de façonner ou intervention modifiant les formes ou les rapports des organes

2.3 Objectifs du travail de modélisation

Bien que de nombreuses études aient été réalisées afin de déterminer les conséquences d'une exérèse de la langue sur la déglutition, la mastication ou l'articulation, il est à l'heure actuelle très difficile de prévoir, pour un patient donné, les conséquences d'une chirurgie.

Les chirurgiens maxillo-faciaux se posent de nombreuses questions quant à la meilleure manière de reconstruire la langue après amputation linguale. Devauchelle *et al.* (2005) mentionne quelques uns des problèmes rencontrés :

- quelle doit être la taille minimum de l'amputation pour qu'il y ait volonté de reconstruction ?
- quel tissu est le mieux à même de remplacer les tissus excisés : la peau, la muqueuse ou un lambeau composite (musculo-cutané par exemple) ?
- quel est le lambeau adéquat pour une chirurgie donnée ?
- quelle doit être la taille du lambeau à utiliser pour ne pas freiner la mobilité linguale ?

A ces questions s'ajoutent, dans le cas d'une macroglossie congénitale, celle de la forme de l'exérèse la plus à même de permettre à un patient d'avoir une vie la plus normale possible.

Afin d'apporter des éléments de réponse à ces questions, notre objectif est donc, à terme, de développer un système permettant de reproduire un acte chirurgical donné (schéma de découpe particulier et lambeau dont les propriétés biomécaniques peuvent être modifiées), et de prédire les conséquences de cet acte sur la mobilité linguale.

De plus, des opérations similaires semblent produire des résultats parfois très différents d'un patient à autre. Devauchelle *et al.* (2005) résume ici parfaitement ce problème :

Chacun conviendra que nous sommes en matière de langue mobile inégaux : tel naîtra avec une petite langue et une petite mandibule ; tel autre avec une macroglossie ; tel autre verra sa langue appuyée sur l'arche mandibulaire et susciter une promandibulie ; tel autre, au contraire, aura une agilité linguale hors de l'ordinaire. A couper la langue des uns et des autres obtient-on les mêmes conséquences fonctionnelles ? La langue sectionnée, reconstruite, a-t-elle selon les sujets la même capacité d'adaptation ? Voilà autant de questions auxquelles il est difficile de répondre.

Un modèle patient-dépendant semble donc indispensable pour pouvoir prévoir les conséquences d'une chirurgie.

A terme, le but de ce projet sera donc développer un outil logiciel qui permettrait à un chirurgien :

1. de créer un modèle biomécanique 3D de la cavité buccale respectant l'anatomie du patient, dont la structure interne de la langue
2. de simuler les modifications anatomiques induites par la chirurgie et la reconstruction éventuelle
3. de prédire quantitativement et estimer les conséquences de ces modifications anatomiques sur la mobilité linguale et la production de parole après la chirurgie.

Dans ce mémoire, le modèle développé est adapté à un locuteur spécifique et les chirurgies modélisées se limiteront à des résections des tissus linguaux, sans atteinte de la mandibule.

Modélisation de la langue : l'état de l'art

Dans ce chapitre, nous évoquerons les principaux modèles de langue développés ces quarante dernières années. Deux types de modèles seront évoqués : les modèles statistiques et les modèles physiologiques. Le but recherché pour les modèles les plus complexes est généralement de mieux connaître la production de parole, en exploitant ces modèles pour confirmer ou infirmer une théorie. Ces modèles sont destinés à l'étude du contrôle des gestes de la parole ; au modèle de langue s'ajoute donc généralement une modélisation des autres articulateurs (la mandibule, les lèvres, la voûte palatine, le palais mou, les parois pharyngées et le larynx) qui déterminent la forme du conduit vocal et la fonction de transfert acoustique. Les modèles les plus simples sont davantage destinés au domaine de l'animation. A notre connaissance, rares sont les modèles destinés à un usage dans le domaine médical.

3.1 Modèles géométriques et statistiques de la langue

Lors des gestes de la parole, la langue va subir des déformations complexes. Elle contient plusieurs milliers d'unités motrices (le noyau hypoglosse comporterait à lui seul plusieurs milliers de neurones moteurs (O'Kusky et Norman, 1992)), qui pourraient constituer autant de paramètres indépendants pour contrôler la forme et la position de la langue, même si ceci est très peu probable. La question que l'on peut se poser est de savoir combien de paramètres indépendants sont nécessaires pour représenter l'ensemble des déformations possibles qu'un tissu extrêmement déformable comme la langue peut subir pour adopter des formes aussi variées, et quels sont ces paramètres.

Les premiers modèles géométriques présentaient la langue comme un corps pouvant être subdivisé en deux segments indépendants : l'apex et le corps de la langue, dont le contrôle était supposé quasi indépendant (Mermelstein, 1973; Coker, 1976). Les modèles suivants se sont attachés à décrire la langue avec deux à quatre paramètres (Harshman *et al.*, 1977; Maeda, 1979b, 1990; Maeda et Honda, 1994; Badin *et al.*, 2000; Engwall, 2000; Slud *et al.*, 2002), déterminés à partir d'une étude statistique reposant sur les coordonnées d'un nombre donné de points à la surface de la langue.

La première étape nécessaire pour établir un modèle statistique consiste à établir la forme

de la langue au repos ainsi qu'une base de données répertoriant les différentes formes que peut prendre la langue au cours des gestes de parole : les données peuvent représenter la surface de la langue ou se limiter à la forme de la langue dans le plan médiosagittal par exemple. De la qualité de cette base de données dépendra le résultat final : la sur- ou sous-représentation d'un phonème ou d'une forme particulière de langue affectera le résultat final. L'étape suivante consiste à extraire les principaux paramètres permettant d'expliquer la forme de la langue : les algorithmes utilisés reposent généralement sur une analyse en composantes principales ou une méthode dérivée. Chaque paramètre permet d'expliquer une partie de la variabilité des données : seuls les paramètres les plus représentatifs sont retenus. Les paramètres ainsi extraits sont utilisés pour déformer le corps de la langue à partir de sa position de repos. Avec leur modèle, Beautemps *et al.* (2001) se proposent par exemple d'expliquer 96% de la variance observée concernant les contours de la langue dans le plan médiosagittal avec seulement six paramètres articulatoires. La forme de la langue est obtenue à partir de sa position de repos et d'une combinaison linéaire des paramètres calculés.

L'intérêt de ces modèles réside dans leur simplicité : ils trouvent donc naturellement leur place dans le domaine de l'animation, par exemple pour le développement de têtes parlantes (Revéret *et al.*, 2000). Ils permettent également d'effectuer des études :

- de couplages entre les articulateurs, que soit pour étudier la synergie entre articulateurs ou les mécanismes de compensation en cas de perturbation (Maeda, 1990; Savariaux *et al.*, 1995; Badin *et al.*, 2000; Serrurier et Badin, 2007) ;
- des principaux axes de déformation de la langue (Harshman *et al.*, 1977; Jackson, 1988) ;
- des régularités articulatoires au cours de la production de parole (Boë *et al.*, 1992) ;
- des relations articulatoire-acoustiques (Rubin *et al.*, 1981; Majid *et al.*, 1987).

Ces modèles peuvent également être construits pour des patients ayant subi un acte chirurgical tel une glossectomie afin de pouvoir analyser en détail la manière dont la chirurgie altère les fonctions de la langue (Bressmann *et al.*, 2005).

Ce type de modèle ne permet toutefois pas la prise en compte de la mécanique de la langue au cours des déformations, pas plus que la dynamique, ou la nature des commandes de contrôle. Les paramètres permettant d'agir sur le modèle correspondent aux degrés de libertés des articulateurs, et ne correspondent donc pas directement aux commandes émises par le SNC. Ce modèle ne pourrait par conséquent pas prendre en compte une modification de la structure de la langue pour la planification d'un acte chirurgical par exemple, les commandes utilisées n'étant plus adaptées et les nouvelles commandes difficiles à prévoir.

3.2 Modèles physiologiques de la langue

Les modèles présentés ci-dessous sont des modèles biomécaniques : ils permettent de prendre en compte la mécanique de la langue ainsi que sa dynamique, fondamentale dans les mécanismes de parole. Beaucoup plus complexes, ils ont pour but de modéliser la structure interne de la langue, et prennent généralement en compte les interactions entre la langue et les structures osseuses et molles du conduit vocal.

Parmi ces modèles, on peut distinguer les modèles discrets et les modèles continus. L'approche discrète consiste à représenter la matière sous forme d'un ensemble de sous-structures ou éléments discrets, chacun pouvant se voir attribuer des propriétés différentes si nécessaire. Les plus répandus sont les modèles de type masses-ressorts : chaque élément est caractérisé par sa masse et est connecté par un ensemble de ressorts aux éléments voisins avec lesquels il est en inter-

action. Par opposition, l'approche continue caractérise la matière sur l'ensemble du domaine qu'elle occupe, et non pas en des points particuliers de celle-ci. Cette approche est généralement plus complexe et plus coûteuse en temps de calcul, mais plus réaliste, car elle repose sur des paramètres ayant un sens physique.

Nous présenterons successivement les principaux modèles 2D, 2,5D et 3D.

3.2.1 Modèles bidimensionnels

3.2.1.1 Le modèle discret de Perkell

Le premier modèle physiologique de la langue est le modèle développé par Perkell (1974). Son but était de mettre au point un modèle dynamique de la langue afin de comprendre les relations existant entre les théories phonétiques et les propriétés et capacités des articulateurs de la parole, conformément aux propositions de Henke (1967) :

An articulatory model of speech production founded at the [...] musculature level would have to begin in the domain of physiology, anatomy, and the mechanics of distributed sources of stress and/or strain.

Le modèle utilisé est un modèle discret bidimensionnel représentant la langue, la mandibule, les incisives, la voûte palatine, le palais mou, les parois pharyngées, l'épiglotte et l'os hyoïde dans le plan sagittal (Fig. 3.1). L'épaisseur du modèle dans une dimension perpendiculaire au plan médiosagittal est constante : seules les modifications de forme dans le plan sagittal sont prises en compte, et les variations d'aire mesurées dans ce plan peuvent ainsi être directement assimilées à des variations du volume lingual. Le modèle est constitué de nœuds (flesh-points) porteurs de masses, représentés par des cercles sur la Figure 3.1, reliés entre eux ou à des structures osseuses par des éléments générateurs de tension. Ces derniers peuvent être divisés en deux groupes : le premier contient 38 éléments actifs, correspondant aux tissus musculaires, capables de développer des forces en réponse à une stimulation et le second 47 éléments passifs, représentant les tissus conjonctifs et les structures rigides et molles du conduit vocal. Deux sous-modèles permettent de contrôler ces deux types d'élément. Les muscles sont représentés par les éléments actifs générateurs de tension, qui délimitent 14 aires quadrilatérales : 10 muscles sont modélisés, le génio-glosse, divisé en ses parties antérieure, médium et postérieure, le hyo-glosse, le stylo-glosse, le lingual supérieur et inférieur, le verticalis antérieur, le constricteur pharyngien et le mylo-hyoïdien (Fig. 3.2). Afin de modéliser la quasi incompressibilité des tissus linguaux, un facteur de compression est inclus dans la modélisation pour chaque aire quadrilatérale, afin de limiter les variations d'aire (et donc de volume) de la langue. Les contacts entre la langue et les parois du conduit vocal sont pris en compte de même que les frictions de glissement sous forme de forces agissant sur les "flesh-points".

Les paramètres utilisés pour caractériser le modèle reposent sur la section transversale des muscles, l'extension maximale attendue pour chaque muscle, la raideur des muscles... Les entrées et sorties du modèle correspondent à des variables mesurables, assimilables à des données électromyographiques (EMG). Au cours d'une simulation, les entrées utilisées correspondent à des séquences temporelles pour chaque muscle de la langue. Les sorties correspondent aux coordonnées des "flesh-points". La Figure 3.2 donne l'impact de chaque muscle sur la forme de la langue. Le but est alors de comparer les données d'entrée à des données EMG et les données de sortie à des données cinéradiographiques, afin de mieux comprendre les mécanismes de production de la parole. L'orientation physiologique de ce modèle en fait un outil très intéressant

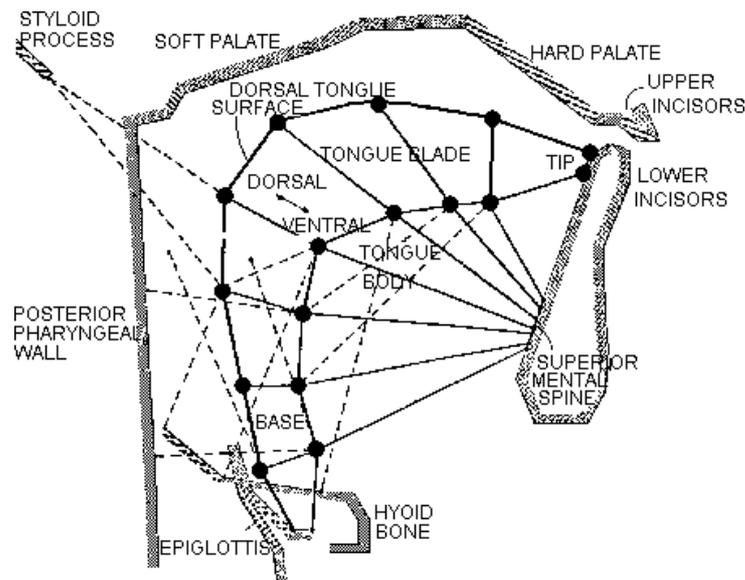


FIG. 3.1 – Modèle physiologique bidimensionnel de la langue et du conduit vocal de Perkell (modèle sagittal). Les cercles représentent les “flesh-point” massiques et les barres les éléments générateurs de tension. D’après Perkell (1974).

pour l’étude des théories de la phonétique : il a par exemple été exploité pour mieux comprendre la variabilité des voyelles /i/ et /a/ (Perkell, 1996).

Ce modèle a inspiré les modèles décrits ci-dessous.

3.2.1.2 Le modèle de Payan et Perrier, continu et dynamique

Les travaux de Payan et Perrier (Payan, 1996; Payan et Perrier, 1997) sont inspirés de ceux de Perkell (1974). Ce modèle, contrairement à celui de Perkell, est continu ; il est également plus précis et repose sur un modèle d’activation différent.

Ce modèle dynamique bidimensionnel, qui représente la langue et les principaux articulateurs de la parole, a été créé à partir de données obtenues sur un locuteur de référence pour lequel de nombreuses données articulatoires avait déjà été collectées. Il s’agit d’un modèle éléments finis (pour plus de précision sur la méthode des éléments finis, voir la Section 4.1.2). Le maillage original de la langue comptait 48 éléments quadrangulaires (Payan, 1996), le maillage final en compte 162 (Perrier *et al.*, 2003). Chaque muscle est représenté comme un sous-ensemble d’éléments appartenant au maillage de la langue (Fig. 3.3), et les fibres musculaires comme des suites de nœuds appartenant au maillage (ou reliés à des structures osseuses externes).

Les tissus sont modélisés à l’aide d’une loi de comportement élastique linéaire isotrope en petites déformations (voir Section 4.1 pour les notions de mécanique des milieux continus). Deux coefficients caractérisent les tissus linguaux : le module de Young pour la rigidité et le coefficient de Poisson pour la compressibilité. Le module de Young est fixé égal à 15 kPa pour les tissus passifs et le module des tissus musculaires associés à une contraction maximale du muscle à 250 kPa (Payan, 1996). Une modélisation des relations entre activation et rigidité est en effet intégrée dans le modèle. La quasi-incompressibilité des tissus linguaux est prise en compte par l’utilisation d’un coefficient de Poisson égal à 0,49.

Ce modèle est contrôlé via un générateur de forces reposant sur le modèle λ du point d’équi-

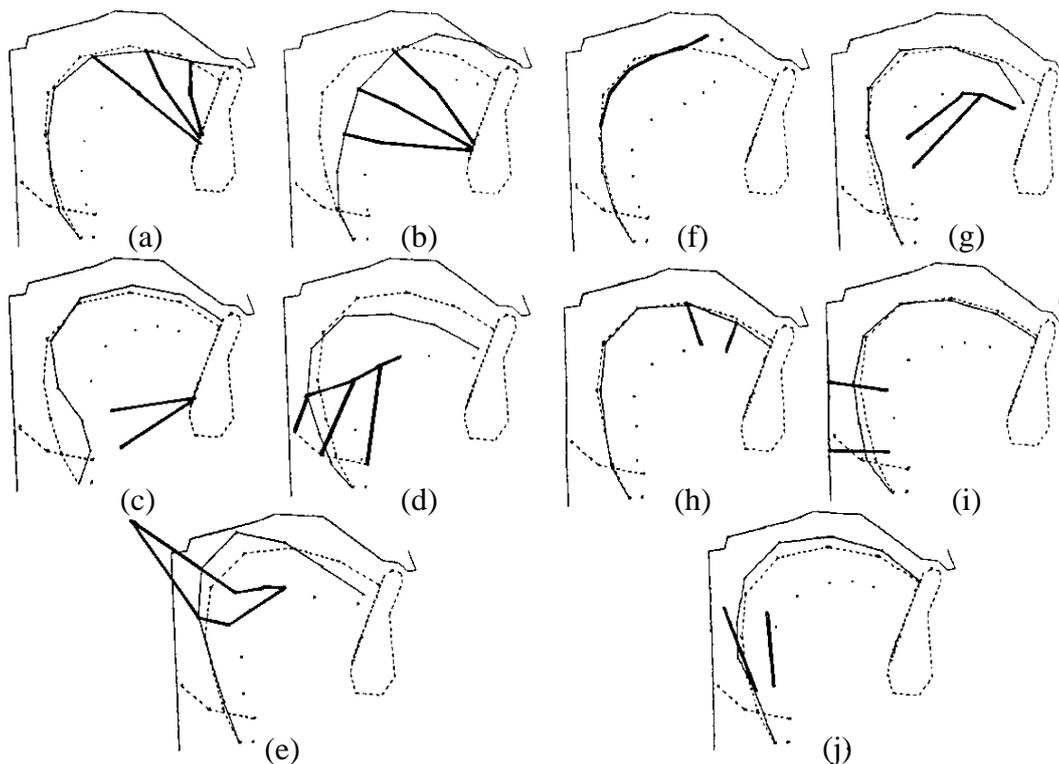


FIG. 3.2 – Simulation de l'action des principaux muscles de la langue avec le modèle de Perkell. La position de repos est symbolisée par des pointillés et la position finale après activation d'un muscle en traits pleins. (a) génio-glosse antérieur, (b) génio-glosse médium, (c) génio-glosse postérieur, (d) hyo-glosse, (e) stylo-glosse, (f) lingual supérieur, (g) lingual inférieur, (h) verticalis antérieur, (i) constricteur pharyngien, (j) mylo-hyoïdien. D'après Perkell (1974).

libre (Feldman (1986); Perrier *et al.* (1996a), voir la Section 4.5 pour plus de détails). Un ensemble de “macro-fibres” représentant des groupes de fibres musculaires est défini pour chaque muscle comme une suite de nœuds. Les forces musculaires calculées à l'aide du modèle λ prennent en compte la capacité de génération de force de chaque “macro-fibre”. Dans leur modèle, Payan et Perrier font l'hypothèse que, pour un muscle m , ce paramètre ρ_m est proportionnel à la section transversale du muscle. La valeur associée à chaque macro-fibre de m correspond alors à la valeur ainsi définie divisée par le nombre de macro-fibres de m . Les relations qui existent entre la force pouvant être générée par un muscle et sa vitesse d'élongation sont également prises en compte. Les auteurs se sont inspirés des travaux expérimentaux de Wells (1965) sur le muscle tibial antérieur du chat et des principes proposés par Laboissière *et al.* (1996) pour modéliser la relation force-vitesse des muscles linguaux.

L'évolution temporelle des déplacements nodaux se fait par la résolution des équations lagrangiennes du mouvement selon la méthode adaptative de Runge Kutta, et prend en compte les frottements extérieurs appliqués sur chaque nœud.

Seule la langue est déformable, les autres structures sont à la fois fixes et rigides. Une variante de ce modèle qui intègre les mouvements de la mandibule a cependant été développée (Zandipour *et al.*, 2006). Les contacts entre la langue et le conduit vocal sont pris en compte.

Ce modèle a été exploité pour étudier les influences respectives du physique et du contrôle sur les mouvements linguaux, en particulier l'influence des propriétés physiques des articulatoires sur les trajectoires de la langue avec l'étude des boucles articulatoires (Perrier *et al.*, 2003)

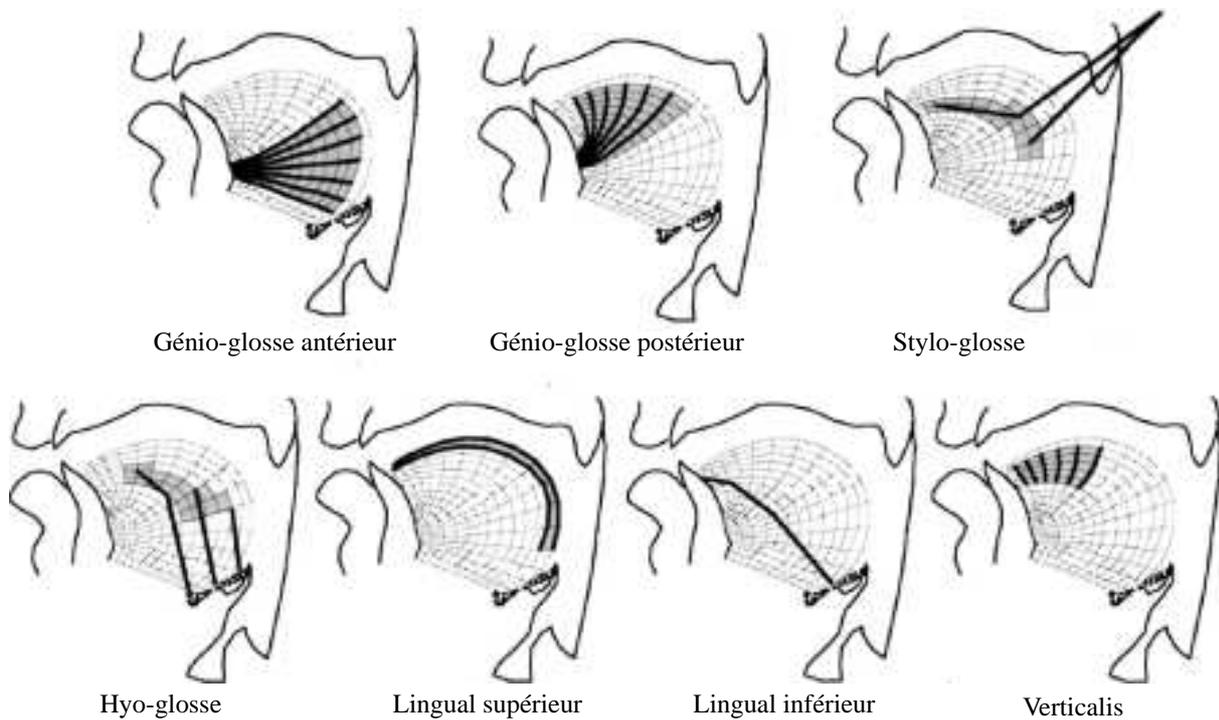


FIG. 3.3 – Modélisation des muscles de la langue dans le modèle de Payan et Perrier. Les éléments grisés représentent les muscles et les traits épais les fibres musculaires. D'après Perrier *et al.* (2003).

ainsi que les interactions fluide-parois (Perrier *et al.*, 2000a). Grâce à ce modèle, Payan et Perrier se proposent d'étudier la complexité des modèles de contrôle nécessaire à la planification des gestes de la parole, encore sujet de controverse comme le montrent les articles de Gomi et Kawato (1996) et Gribble *et al.* (1998).

Un modèle de langue fondé sur les mêmes principes de modélisation a également été développé par Sanguineti *et al.* (1997), puis couplé à un modèle de mandibule et d'os hyoïde mobiles (Sanguineti *et al.*, 1998).

3.2.1.3 Limites des modèles bidimensionnels

L'exploitation des modèles bidimensionnels a permis de grandes avancées dans le domaine de la parole. Malheureusement, ces modèles possèdent de nombreuses limites. Ils ne permettent pas de prendre en compte l'influence des muscles transverses (transversalis gauche et droit), qui jouent probablement un rôle important conjointement à l'action des autres muscles : le transversalis pourrait par exemple limiter l'élargissement de la langue lors de l'activation du génio-glosse. Les contacts latéraux avec les dents ou les parois du conduit vocal ne sont pas modélisés. Omettre ces contacts latéraux peut fausser la position finale de la langue : outre l'aspect mécanique (arrêt du mouvement / glissement), la détection de ces contacts grâce à la présence de récepteurs à la surface de la langue pourrait influencer sur les commandes motrices contrôlant la langue. De plus, les modèles 2D imposent une forte simplification des structures musculaires internes : les fibres du stylo-glosse présentes à la surface de la langue ou les fibres du hyo-glosse situées à l'intérieur de la masse linguale sont ainsi modélisées dans le même plan. Les modèles de dimension supérieure cherchent à dépasser ces limites.

3.2.2 Modèle semi 3D de Dang et Honda et son extension 3D

Modèle semi 3D Le modèle de langue de Dang et Honda (2002, 2004) est un modèle semi-3D, construit à partir de données IRM obtenues sur un locuteur japonais pour une voyelle centrale, et représentant la langue dans un plan sagittal. Dang et Honda ont observé que les contacts palataux se produisent généralement à une distance de 1,5 cm du plan médiosagittal lors de la production de parole, et que ces contacts interfèrent avec la représentation des caractéristiques inhérente à la mécanique de la langue. Ils ont donc décidé de représenter le maillage de langue sur une largeur de 1 cm de part et d'autre du plan médiosagittal, de manière symétrique. Un maillage de la mandibule, des dents, du palais dur, du velum, des parois pharyngées, du larynx et des lèvres s'étendant sur une largeur identique complète ce maillage (Figure 3.4, haut). Les contacts entre la langue et les parois du conduit vocal sont prises en compte.

L'arrangement des principaux muscles de la langue a été établi à partir de données IRM haute résolution (génio-glosse, génio-hyoïdien, hyo-glosse et stylo-glosse, linguaux inférieur et supérieur), tandis que la définition des autres muscles (transversalis, verticalis) est basée sur des descriptions anatomiques trouvées dans la littérature. La Figure 3.4 représente la structure musculaire de la langue dans le plan médiosagittal.

Les tissus linguaux sont considérés comme étant viscoélastiques, isotropes et quasi-incompressibles. Le modèle d'activation musculaire repose sur le modèle rhéologique de Morecki (1987), qui prend en compte les propriétés non-linéaires des sarcomères (les éléments de base des muscles permettant leur contraction), leurs propriétés dynamiques (la relation entre la force et la vitesse d'élongation) et la relation force-longueur. Comme les fibres musculaires définies dans le modèle sont de taille et de longueur variables, un facteur est défini pour chaque fibre afin de moduler la valeur des forces calculées : le génio-glosse postérieur étant plus volumineux que le génio-glosse antérieur, il générera davantage de forces.

Dans la dernière version du modèle (Dang et Honda, 2004), les tissus linguaux sont modélisés selon une approche semi-continue. Le calcul des déplacements nodaux est effectué grâce à la méthode X-FEM (Belytschko *et al.*, 2003), qui permet de gagner en temps de calcul par rapport à une méthode éléments finis classique, mais qui s'éloigne de la biomécanique du système. Chaque élément du maillage est un hexaèdre à 8 nœuds, qui comprend 28 cylindres : 12 le long de chaque arête, 12 pour les diagonales des faces et 4 pour les diagonales internes. Le volume du maillage est réparti sur l'ensemble des cylindres, et le volume d'un cylindre intègre ceux des éléments adjacents.

Dans cette modélisation, chaque cylindre est considéré comme un corps viscoélastique, caractérisé par son coefficient de Poisson égal à 0,49, son module de Young égal à 300 kPa et un paramètre d'amortissement visqueux qui vaut 30 kPa. Grâce à cette modélisation, la formulation de la déformation des cylindres peut s'effectuer de manière simple. L'assemblage des équations des différents cylindres permet d'aboutir à un système d'équations différentielles du second ordre dont les inconnues sont les déplacements nodaux.

Dang et Honda ont utilisé ce modèle pour étudier l'impact de la contraction de chacun des muscles. Ils ont mis en évidence la relation qui existe entre le niveau d'activation appliqué sur chaque muscle et la position spatiale finale des articulatoires, appelée position d'équilibre. L'ensemble des couples niveaux de forces / position statique de la langue constitue une carte des positions d'équilibre (EP map). Leurs simulations ont aussi montré que la co-contraction des muscles agonistes et antagonistes permettait d'accroître la stabilité d'un système de contrôle dynamique (Dang et Honda, 2004).

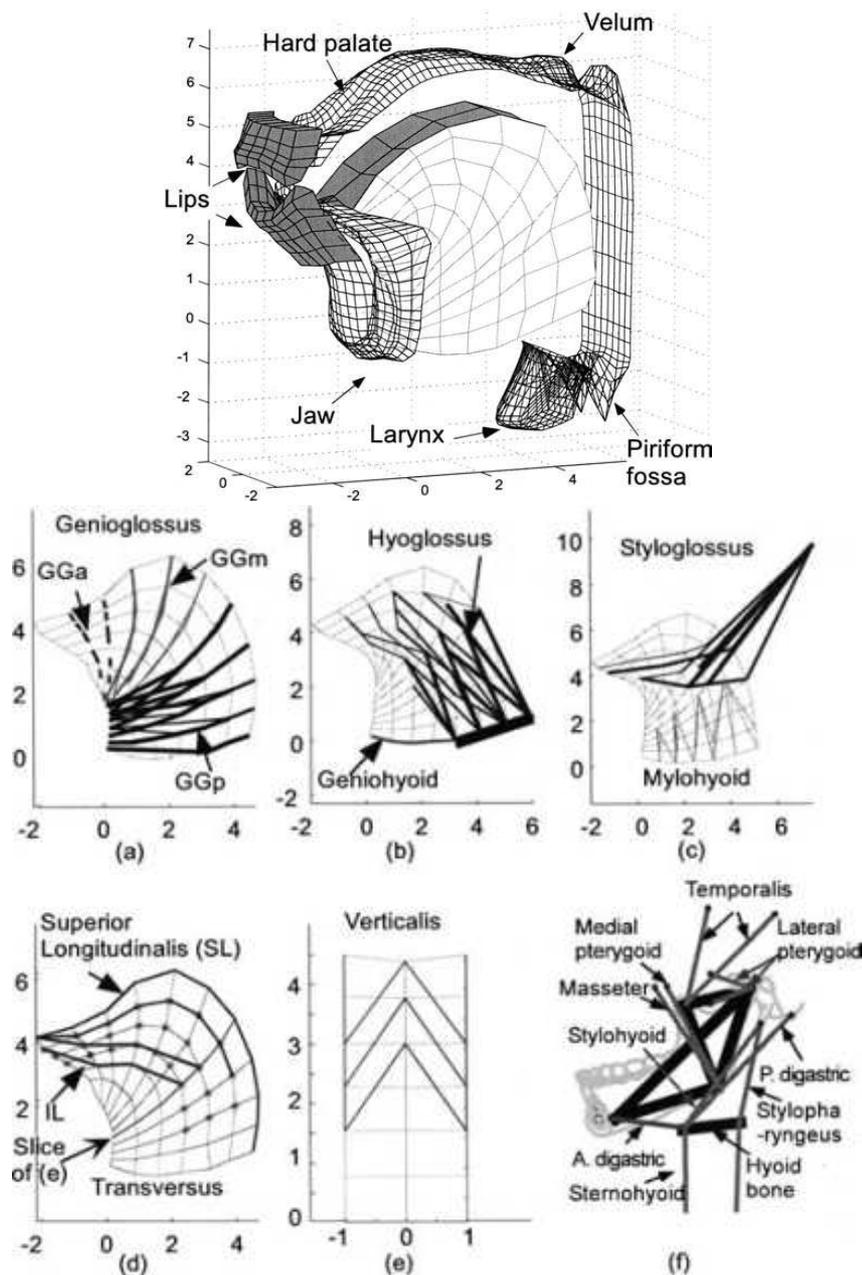


FIG. 3.4 – Modèle 2,5D de la langue et du conduit vocal de Dang et Honda. Haut : représentation du modèle articulatoire physiologique. Bas : (a)-(e) Localisation des différents muscles de la langue et représentation des fibres musculaires dans un plan médiosagittal et/ou para-sagittal ; (f) l'ensemble mandibule / os hyoïde. D'après Dang et Honda (2004).

Ce modèle (dans sa version discrète) a également été exploité pour l'inversion acoustique-articulatoire (Dang et Honda, 2000), c'est-à-dire afin de retrouver les formes articulatoires à partir du signal acoustique de parole.

Extension à un modèle tridimensionnel Un modèle 3D a par la suite été construit par extension du modèle 2,5D. Ce nouveau modèle comporte 11 couches d'éléments régulièrement répartis le long d'un axe s'étendant de l'apex à la racine de la langue, 4 le long de l'axe transversale (droite-gauche) et 7 selon des axes joignant le dos de la langue à ses insertions osseuses sur

les épines mandibulaires. La largeur maximale de ce nouveau modèle est de 5,5 cm. De plus, ce modèle de langue est incompressible. Les paramètres sont les mêmes que précédemment et la gravité n'est pas prise en compte.

Grâce à ce modèle, Fujita *et al.* (2006a,b) se proposent d'étudier les déformations asymétriques de la langue et de simuler les conséquences d'une reconstruction de la langue à l'aide d'un lambeau. La Figure 3.5 montre l'influence d'une reconstruction de la moitié gauche de la langue à l'aide d'un lambeau de rigidité et de viscosité variable, et son impact sur un mouvement de protrusion.

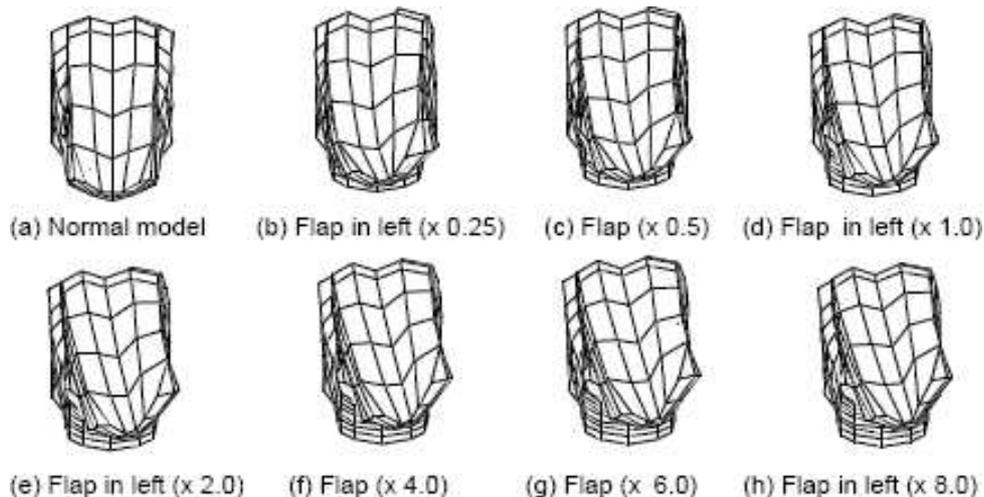


FIG. 3.5 – Impact d'une hémi-reconstruction gauche de la langue sur la protrusion, avec des lambeaux de rigidité et de viscosité variable, de 0,25 à 8 fois celles des tissus sains. La distorsion augmente avec la rigidité et la viscosité des lambeaux. D'après Fujita *et al.* (2006b).

3.2.3 Modèles tridimensionnels

3.2.3.1 Les modèles de Kiritani *et al.* et Kakita *et al.*, continus et statiques

La première version de Kiritani *et al.* Kiritani *et al.* (1975, 1976) ont développé ce modèle tridimensionnel statique dans le but d'étudier les directions des déformations générées par certains muscles intrinsèques et extrinsèques de la langue.

Ce modèle, supposé symétrique, comporte 44 éléments tétraédriques utilisés pour représenter la moitié de la langue. Les contraintes et déformations sont distribuées uniformément dans chaque tétraèdre. Chaque élément possède des propriétés élastiques linéaires, isotropes et incompressibles. Les déplacements nodaux sont calculés en statique selon la méthode des éléments finis (inversion de la matrice de rigidité).

14 unités fonctionnelles sont constituées à partir de ces tétraèdres (Fig. 3.6) : pour chacune d'entre elles, une contrainte peut être précisée dans une direction spécifique représentant une contraction musculaire indépendante. Le regroupement de ces unités fonctionnelles permet de définir les muscles linguaux, la même unité pouvant appartenir à plusieurs muscles. Le corps de la langue est entouré d'un cylindre elliptique vertical connecté à une surface ellipsoïdale représentant les parois du conduit vocal ainsi que le palais. Un paramètre sert à définir l'orientation de la mandibule.

La résolution des équations du mouvement est effectuée de manière itérative, afin de prendre en compte les contacts palataux et autres contraintes.

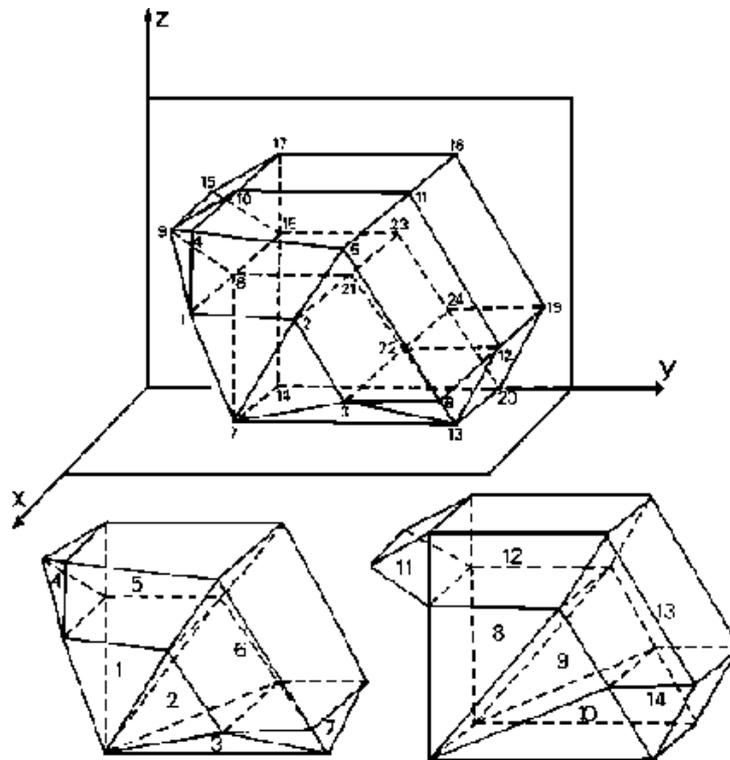


FIG. 3.6 – Modèle de langue de Kiritani *et al.* : subdivision de la langue en 14 unités fonctionnelles. En haut, le maillage dans son ensemble. En bas, la partie médiale (à gauche) et la partie latérale (à droite). D'après Kiritani *et al.* (1976).

L'extension de Kakita *et al.* Le modèle de Kakita *et al.* (Kakita et Fujimura, 1977; Kakita *et al.*, 1985) est une extension du modèle de Kiritani avec 86 tétraèdres et 30 unités fonctionnelles. Dans la version finale, les lèvres sont modélisées par un cylindre, dont la section et l'aire représentent l'ouverture labiale et la protrusion, et la cavité laryngée par un ensemble de trois cylindres.

Ce modèle a été couplé à un modèle acoustique. La validation de ce modèle a porté sur la réalisation des voyelles de l'anglais américain évaluée par comparaison avec des données anatomiques et physiologiques. Les auteurs se proposent aussi d'utiliser ce modèle pour expliquer certaines caractéristiques de la parole comme la faible variabilité des formants de la voyelle /i/ lors d'une modification importante des niveaux des forces appliqués sur les muscles alors activés.

3.2.3.2 Le modèle de Hashimoto and Suga, continu et statique

Le modèle de Hashimoto et Suga (1986) est un modèle tridimensionnel de la langue de type éléments finis, qui repose sur les mêmes principes que le modèle de Kakita *et al.*. Les maillages de la langue et des parois du conduit vocal sont toutefois plus précis que dans le modèle précédent. Le nombre d'éléments du maillage de langue est plus élevé, offrant une

meilleure description de la structure interne de la langue et du conduit vocal (réalisée à l'aide de quadrangles).

Ce modèle élastique linéaire est quasi-incompressible (coefficient de Poisson égal à 0,49), et le module de Young de chaque élément varie entre 100 et 400 kPa afin de prendre en compte le nombre de fibres musculaires qu'il supporte.

Ce modèle a essentiellement été exploité pour résoudre des problèmes d'inversion, c'est-à-dire trouver la relation qui unit la forme de la langue aux commandes musculaires. Pour ce faire, les auteurs se sont basés sur des données cinéradiographiques de Perkell, et ont recherché les commandes optimales pour obtenir ces formes de langue à l'aide d'un algorithme de minimisation.

3.2.3.3 Le modèle de Wilhelms-Tricarico, continu et dynamique

Les différents modèles continus présentés jusqu'à présent considèrent les tissus linguaux comme étant linéaire. A notre connaissance, Wilhelms-Tricarico est le premier à avoir pris en compte la non-linéarité des matériaux pour modéliser la langue. Deux modèles seront présentés, tous deux basés sur la théorie des éléments finis, de complexité très différentes.

Modèle initial de Wilhelms-Tricarico Le but de Wilhelms-Tricarico (1995) à travers cette première version était de proposer un modèle géométriquement simplifié de la langue afin de tester ses algorithmes de résolution. Ce modèle est composé de 42 éléments hexaédriques quadratiques, à partir desquels 8 muscles (génio-glosse antérieur et postérieur, stylo-glosse, hyo-glosse, linguaux inférieur et supérieur, verticalis et transversalis) sont définis sur la base d'atlas anatomiques (Fig. 3.7). Les nœuds correspondant à des insertions musculaires sont fixes. Les directions de contraction pour les fibres musculaires sont déterminées à partir de la forme de la langue au repos, et des coefficients correspondant à la densité (et assimilés à la capacité de génération de forces) sont associés à chaque fibre. Les fibres volumineuses vont donc pouvoir générer davantage de forces que les fibres de faible volume.

Deux types de contraintes sont définis pour les tissus linguaux : des contraintes actives et passives. Le comportement passif des muscles est considéré comme isotropique, visqueux (loi de viscosité linéaire) et hyperélastique (modélisation mécaniquement et géométriquement non linéaire) ; les composantes passives vont permettre de modéliser la réaction des tissus aux déformations. Les fibres musculaires correspondent à des champs de force qui spécifient la direction dans laquelle les tensions actives et passives sont générées. L'activation musculaire est intégrée directement dans la loi de comportement des éléments actifs. Pour un point matériel P , un muscle actif m génère au temps t une contrainte active $\tau(P,t)_m$, qui dépend d'un paramètre d'entrée π_m (un paramètre est défini pour chaque muscle), compris entre 0 et 1, de l'élongation relative du muscle λ_m , et de sa dérivée première par rapport au temps $\dot{\lambda}_m$. On a alors :

$$\lambda_m = (\vec{r}_m^T \mathbf{C} \vec{r}_m)^{1/2} \quad \text{et} \quad \dot{\lambda}_m = \frac{1}{2} \frac{\vec{r}_m^T \dot{\mathbf{C}} \vec{r}_m}{\lambda_m} \quad (3.1)$$

avec \vec{r}_m un vecteur unité qui représente la direction de la fibre m et \mathbf{C} le tenseur des dilatations de Cauchy au point P . Le tenseur contrainte de traction qui représente la contrainte musculaire est alors calculé comme le second tenseur de Piola-Kirchhoff \mathbf{S}_m :

$$\mathbf{S}_m = \tau_m \left(\lambda_m, \dot{\lambda}_m, \pi_m \right) (\det \mathbf{F} / \lambda_m^2) \vec{r}_m \otimes \vec{r}_m \quad (3.2)$$

avec \mathbf{F} le tenseur gradient de la transformation.

Comme pour les modèles précédents, l'incompressibilité est gérée élément par élément.

L'équation du mouvement est décrite par une équation différentielle du second ordre, résolue selon une méthode adaptative de Runge-Kutta du cinquième ordre.

Ce premier modèle a permis de générer quelques mouvements réalistes lors de l'activation des principaux muscles de la langue, mais de nombreuses instabilités étaient aussi observées.

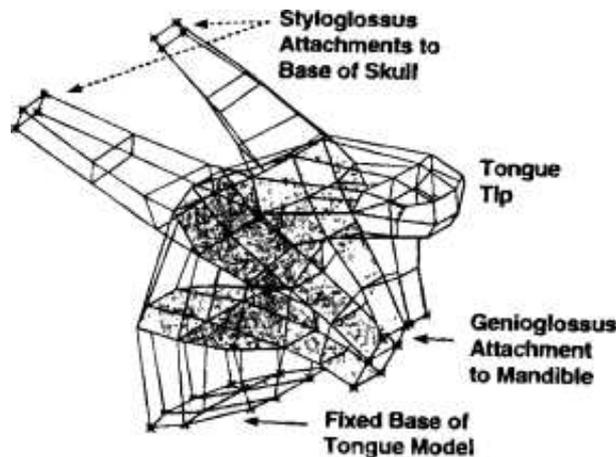


FIG. 3.7 – Premier modèle éléments finis de la langue de Wilhelms-Tricarico. Les nœuds représentés par des étoiles sont fixes (insertions musculaires du stylo-glosse sur le crâne, du génio-glosse sur la mandibule et de la base de la langue sur le plan de l'os hyoïde. D'après Wilhelms-Tricarico (1995).

Second modèle de Wilhelms-Tricarico, créé à partir des données du Visible Human Project

Le second modèle (Wilhelms-Tricarico, 2000, 2005a) est anatomiquement et géométriquement beaucoup plus précis que le précédent. La structure interne de la langue a été créée à partir des données du Visible Human Project. Prendre en compte de manière plus précise la morphologie de la langue et de la cavité orale semble en effet indispensable pour améliorer les modèles de contrôle moteur. Pour ce second modèle les éléments utilisés sont des hexaèdres, des prismes et des tétraèdres dont les frontières sont curvilignes (Fig. 3.8).

Les principes de modélisation restent les mêmes que pour le précédent modèle : les tissus linguaux sont considérés comme étant anisotropes (cf. Équation 3.2) et élastiques non-linéaires. Les non-linéarités géométriques sont également modélisées.

Ce modèle reste le plus ambitieux à ce jour dans le domaine de la modélisation de la langue. Sa trop grande complexité n'a pas permis son exploitation dans le cadre de la production de parole : les problèmes d'instabilité qui existaient déjà avec le premier modèle n'ont pas été surmontés avec ce second modèle, encore plus complexe. Un compromis semble donc nécessaire entre la complexité du modèle et les exigences qu'il se doit de remplir.

3.2.3.4 Le modèle de Gérard *et al.*, continu et dynamique

Le modèle de Gérard *et al.* (Gérard *et al.*, 2003, 2006; Gérard, 2004), réalisé au sein du laboratoire GIPSA-Lab en collaboration avec le Research Laboratory of Electronics du Massachusetts Institute of Technology de Cambridge, Massachusetts est inspiré du modèle de Wilhelms-Tricarico (2000).

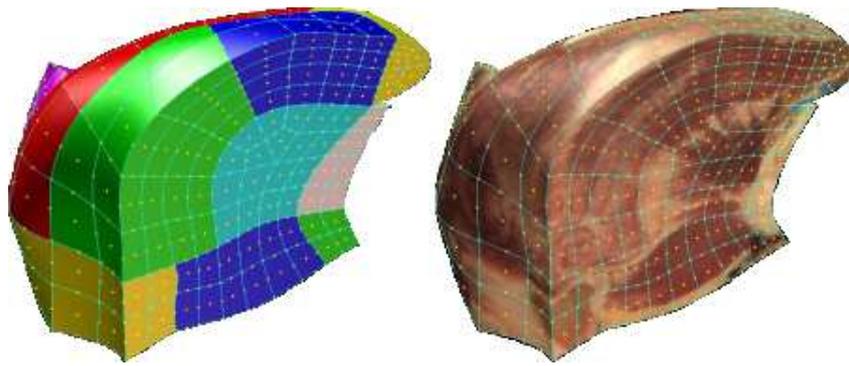


FIG. 3.8 – Second modèle éléments finis de la langue de Wilhelms-Tricarico. A gauche, visualisation des différents groupes de muscles (moitié gauche de la langue en vue postérieure). A droite, superposition du maillage et des données anatomiques. Source : Wilhelms-Tricarico (2005b).

Ce modèle est également tridimensionnel, non-linéaire et sa structure interne dérive des données du Visible Human Project (Fig. 3.9). A la différence du modèle de Wilhelms-Tricarico qui avait développé ses propres codes pour la résolution des équations du mouvement, ce modèle est résolu à l'aide d'algorithmes commerciaux (Ansys™). Quelques simplifications ont dû être effectuées afin de rendre ce type de modèle exploitable, tout en conservant une modélisation prenant en compte la complexité de la langue.

Le modèle présenté dans ce mémoire s'inscrit dans la continuité du modèle de Gérard *et al.*. Nous reviendrons plus en détails sur ce modèle dans le chapitre suivant.

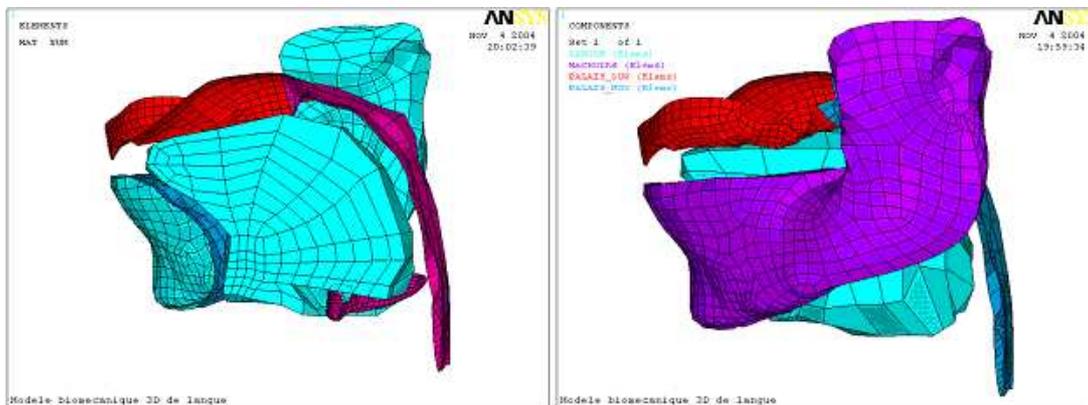


FIG. 3.9 – Modèle de langue et du conduit vocal de Gérard *et al.*. A gauche, vue en coupe dans le plan médiosagittal. A droite, vue latérale. D'après Gérard (2004).

3.2.4 Conclusion

Du premier modèle de langue proposé par Perkell (1974) au modèle le plus élaboré à ce jour, le second modèle de Wilhelms-Tricarico (2000), de nombreux progrès ont été effectués : passage de modèles bidimensionnels à des modèles tridimensionnels, indispensable pour prendre en compte l'action des muscles transverses et les contacts latéraux, modélisation géométrique et anatomique plus réaliste, avec augmentation du nombre d'éléments pour les maillages de langue puis utilisation des données du Visible Human Project, prise en compte de la non linéarité géométrique et de la non linéarité mécanique des tissus linguaux, hypothèses de contrôle

plus réalistes et résolution des équations lagrangiennes du mouvement (prise en compte de la dynamique de système).

L'augmentation de la complexité des modèles peut aussi être source d'instabilité : un compromis doit être trouvé afin d'aboutir à une modélisation la plus précise possible et facilement exploitable, objectifs que se sont donnés Gérard *et al.* (2003). De nombreux paramètres sont encore mal connus, mais ces modèles se sont montrés efficaces pour répondre à de nombreuses questions dans le domaine de la parole.

Implémentation du modèle

Dans ce chapitre, nous exposons la démarche utilisée pour implémenter notre modèle de conduit vocal. Après une brève introduction sur la mécanique des milieux continus et la méthode des éléments finis, nous décrivons successivement :

- la modélisation géométrique du conduit vocal
- la loi de comportement utilisée pour modéliser les tissus mous de la langue
- l’hypothèse de contrôle moteur choisie pour contrôler le modèle de langue
- les conditions limites
- la modélisation dynamique

Le modèle de conduit de vocal présenté dans ce mémoire a été créé pour un locuteur spécifique, qui sera nommé PB, afin de pouvoir comparer les données obtenues par notre modèle lors des simulations à des données articulatoires obtenues par IRM ainsi que des données acoustiques préalablement recueillies sur ce locuteur.

4.1 Mécanique des milieux continus (MMC) et méthode des éléments finis (MEF)

4.1.1 Introduction à la mécanique des milieux continus (MMC)

La MMC est la branche de la mécanique qui s’intéresse au comportement de la matière au niveau macroscopique (échelle grande devant les distances inter-moléculaires), bien que dans la réalité la matière soit discontinue à l’échelle moléculaire. Dans l’hypothèse du milieu continu, on considère que la matière est répartie sur l’ensemble du domaine qu’il occupe, et non pas concentrée en des points de celui-ci.

Dans cette section, nous présentons les équations de base de la MMC. Nous introduisons les principaux outils mathématiques utilisés pour caractériser la déformation d’un système, la notion de contraintes et de loi de comportement ainsi que les équations qui gouvernent l’équilibre d’un milieu continu. Pour plus d’informations, le lecteur pourra se référer à Coirier (2001) ou Garrigues (2007).

4.1.1.1 Définitions des principaux tenseurs utilisés en MMC

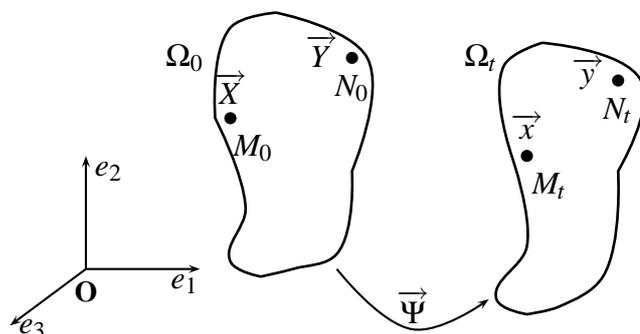


FIG. 4.1 – Transformation d'un solide déformable Ω entre l'instant 0 et l'instant t

Tenseur gradient de la transformation On considère un solide déformable Ω , et deux points matériels M et N de Ω , occupant respectivement les positions M_0, N_0 à l'instant initial et M_t, N_t à l'instant t (Figure 4.1). On se place dans un repère R muni d'une origine O et d'une base cartésienne orthonormée $\mathcal{B} = (\vec{e}_1, \vec{e}_2, \vec{e}_3)$.

Dans ce repère : $\overrightarrow{OM_0} = \vec{X} = X_p \vec{e}_p$, $\overrightarrow{OM_t} = \vec{x} = x_q \vec{e}_q$ avec $\vec{x} = \vec{\Psi}(\vec{X}, t)$, $\overrightarrow{ON_0} = \vec{Y}$ et $\overrightarrow{ON_t} = \vec{y}$.

On cherche à caractériser la transformation subie par un vecteur matériel, c'est-à-dire un vecteur dont les extrémités sont confondues avec des points appartenant à Ω . Pour cela, on calcule la quantité :

$$\overrightarrow{M_t N_t} = \overrightarrow{ON_t} - \overrightarrow{OM_t} = \vec{y} - \vec{x} = \vec{\Psi}(\vec{Y}, t) - \vec{\Psi}(\vec{X}, t) \quad (4.1)$$

Le vecteur $\overrightarrow{M_t N_t}$ peut être interprété comme l'accroissement de la fonction $\vec{\Psi}$ pour un accroissement de la variable égal à $\vec{Y} - \vec{X} = \overrightarrow{M_0 N_0}$.

Après projection du vecteur $\overrightarrow{M_t N_t}$ sur la base \mathcal{B} , et en effectuant un développement limité au voisinage du point M_0 de coordonnées $\vec{X} = (X_1, X_2, X_3)$ au temps t , on obtient :

$$\vec{y} - \vec{x} = \mathbf{F}(\vec{Y} - \vec{X}) + \|\vec{Y} - \vec{X}\| \vec{\alpha}(\vec{Y} - \vec{X}, t) \quad (4.2)$$

(avec $\vec{\alpha}$ qui tend vers $\vec{0}$ lorsque \vec{Y} tend vers \vec{X}).

Le tenseur \mathbf{F} ainsi introduit, appelé *tenseur gradient de la transformation*, dépend à la fois de M_0 et de t , et a pour composantes :

$$\mathbf{F} = \vec{\nabla} \vec{\Psi}_t = \vec{\nabla} \vec{x} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x_1}{\partial X_1} & \frac{\partial x_1}{\partial X_2} & \frac{\partial x_1}{\partial X_3} \\ \frac{\partial x_2}{\partial X_1} & \frac{\partial x_2}{\partial X_2} & \frac{\partial x_2}{\partial X_3} \\ \frac{\partial x_3}{\partial X_1} & \frac{\partial x_3}{\partial X_2} & \frac{\partial x_3}{\partial X_3} \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

($\vec{\nabla}$ est l'opérateur gradient)

Tenseur des dilatations de Cauchy-Green droit On considère deux vecteurs de même origine M_0 : soit \overrightarrow{dX} et $\overrightarrow{dX'}$. On cherche à définir la dilatation au voisinage de M_0 , caractérisée

par la variation de l'angle (\vec{dX}, \vec{dX}') entre l'instant 0 et l'instant t , ainsi que la variation de longueur de ces vecteurs. Pour cela, on cherche la relation qui relie $\vec{dx} \cdot \vec{dx}'$ à $\vec{dX} \cdot \vec{dX}'$.

$$\begin{aligned}
 \vec{dx} \cdot \vec{dx}' &= \mathbf{F} \vec{dX} \cdot \mathbf{F} \vec{dX}' \\
 &= \vec{dX} \cdot \mathbf{F}^T (\mathbf{F} \vec{dX}') \quad \text{avec } \mathbf{F}^T \text{ le tenseur transposé de } \mathbf{F} \\
 &= \vec{dX} (\mathbf{F}^T \cdot \mathbf{F}) \vec{dX}' \quad (\text{r\`egle de contraction des tenseurs}) \\
 &= \vec{dX} \mathbf{C} \vec{dX}' \quad \text{avec } \mathbf{C} = \mathbf{F}^T \cdot \mathbf{F} \\
 &= \mathbf{C}(\vec{dX}, \vec{dX}') \quad (\text{forme bilinéaire})
 \end{aligned} \tag{4.4}$$

\mathbf{C} est appelé le *tenseur des dilatations de Cauchy-Green droit* ou encore *tenseur des déformations de Cauchy-Green droit*. \mathbf{C} est symétrique. Pour un corps rigide, $\mathbf{C} = \mathbf{I}$, avec \mathbf{I} la matrice identité.

Tenseur des déformations de Green-Lagrange Par caractériser la déformation au voisinage de M_0 , on s'intéresse à la quantité $\vec{dx} \cdot \vec{dx}' - \vec{dX} \cdot \vec{dX}'$.

$$\begin{aligned}
 \vec{dx} \cdot \vec{dx}' - \vec{dX} \cdot \vec{dX}' &= \vec{dX} \mathbf{C} \vec{dX}' - \vec{dX} \cdot \vec{dX}' \\
 &= \vec{dX} (\mathbf{C} - \mathbf{I}) \vec{dX}' \\
 &= (\mathbf{C} - \mathbf{I})(\vec{dX}, \vec{dX}')
 \end{aligned} \tag{4.5}$$

On appelle *tenseur des déformations de Green-Lagrange* le tenseur \mathbf{E} :

$$\mathbf{E} = \frac{1}{2} (\mathbf{C} - \mathbf{I}) \tag{4.6}$$

\mathbf{C} étant symétrique, \mathbf{E} l'est aussi. Il est identiquement nul dans un mouvement de corps solide.

Tenseur des contraintes de Cauchy Les tenseurs définis ci-dessus ont été obtenus en s'intéressant au comportement de points matériels, sans prendre en compte les causes ou efforts à l'origine des déformations subies par le corps déformable.

Si l'on considère un volume élémentaire de Ω délimité par une surface Σ (Figure 4.2), les efforts auxquels il est soumis peuvent être décomposés :

- en efforts à distance, actions mécaniques exercées par des systèmes extérieurs (par exemple la pesanteur) ;
- en efforts de contact, qui peuvent être représentés par une densité surfacique de forces \vec{T} , le vecteur contrainte, qui dépend à la fois du point M de Σ considéré, de la normale \vec{n} en M à Σ et du temps t .

Ce *vecteur contrainte*, homogène à une pression, comporte une composante tangentielle, la contrainte de cisaillement et une composante normale (projection de \vec{T} sur \vec{n}), qui représente soit une traction ($T > 0$), soit une compression ($T < 0$).

On peut montrer (théorème de Cauchy) qu'il existe un champ tensoriel $\boldsymbol{\sigma}$ du second ordre,

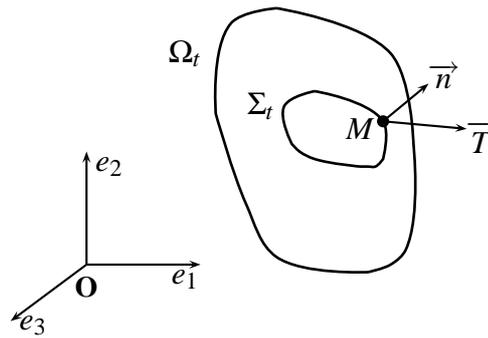


FIG. 4.2 – Volume élémentaire de Ω_t , délimité par la surface Σ_t . M est un point de Σ_t , \vec{n} la normale à Σ_t en M et \vec{T} le vecteur contrainte en M .

appelé tenseur des contraintes, tel que :

$$\vec{T}(M, t, \vec{n}) = \boldsymbol{\sigma}(M, t) \vec{n} \quad (4.7)$$

Expression des tenseurs en fonction du vecteur déplacement Il est parfois utile d'exprimer les différents tenseurs en fonction des déplacements élémentaires des points matériels, l'inconnue dans les problèmes de mécanique étant souvent le vecteur déplacement. Soit \vec{u} le vecteur déplacement d'un point matériel M . Alors :

$$\vec{u}(M, t) = \overrightarrow{M_0 M_t} = \vec{x} - \vec{X} \quad (4.8)$$

On appelle *tenseur gradient du déplacement* le tenseur \mathbf{H} tel que :

$$\mathbf{H} = \vec{\nabla} \vec{u} = \mathbf{F} - \mathbf{I} \quad (4.9)$$

\mathbf{H} peut être décomposé en sa partie symétrique, le tenseur $\boldsymbol{\varepsilon}$ et sa partie antisymétrique, le tenseur $\boldsymbol{\omega}$ ($\mathbf{H} = \boldsymbol{\varepsilon} + \boldsymbol{\omega}$). Les tenseurs des dilatations de Cauchy-Green \mathbf{C} et le tenseur des déformations de Green-Lagrange \mathbf{E} peuvent alors s'écrire :

$$\mathbf{C} = \mathbf{I} + 2\boldsymbol{\varepsilon} + \mathbf{H}^T \mathbf{H} \quad (4.10)$$

$$\mathbf{E} = \boldsymbol{\varepsilon} + \frac{1}{2} \mathbf{H}^T \mathbf{H} \quad (4.11)$$

4.1.1.2 Hypothèse des petites déformations

Résoudre un problème de mécanique peut demander la mise en place d'algorithmes extrêmement complexes et s'avérer très coûteux en temps de calcul. Certaines hypothèses permettent de simplifier le problème étudié, leur mise en place nécessite toutefois de se trouver dans un contexte bien particulier. Une hypothèse couramment utilisée est celle des petites déformations.

Le tenseur des déformations de Green-Lagrange (Eq. 4.11) peut également s'écrire :

$$\begin{aligned} \mathbf{E} &= \frac{1}{2} (\mathbf{H} + \mathbf{H}^T) + \frac{1}{2} (\mathbf{H}^T \mathbf{H}) \\ &= \underbrace{\frac{1}{2} (\vec{\nabla} \vec{u} + \vec{\nabla} \vec{u}^T)}_{\text{linéaire}} + \underbrace{\frac{1}{2} (\vec{\nabla} \vec{u}^T \vec{\nabla} \vec{u})}_{\text{non linéaire}} \end{aligned} \quad (4.12)$$

On considère qu'on est en présence de petites déformations lorsque $\|\mathbf{H}\| \ll 1$; alors toutes ses composantes vérifient la relation :

$$\left| \frac{\partial u_i}{\partial X_j} \right| \ll 1, \forall i, j$$

et l'expression de \mathbf{E} est purement linéaire. Cette définition repose sur des critères géométriques et est donc indépendante de la nature du matériau. Dans l'hypothèse des petites déformations, le terme non-linéaire $\mathbf{H}^T \mathbf{H}$ est alors négligeable (ses composantes sont en $O(\mathbf{E}^2)$). Il en résulte la forme linéarisée $\boldsymbol{\varepsilon}$ du tenseur des déformations :

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \frac{1}{2} (\vec{\nabla} \vec{u} + \vec{\nabla} \vec{u}^T) \quad (4.13)$$

qui n'est autre que la partie symétrique du tenseur \mathbf{H} . $\boldsymbol{\varepsilon}$ est un tenseur symétrique.

L'hypothèse des *petites déformations* ne doit pas être confondue avec celle des *petits déplacements*. Dans ce dernier cas, on considère une longueur de référence l , caractéristique du système étudié. On parle de *petits déplacements* si la variation relative de longueur $\|\vec{u}\|/l$ est limitée ($\|\vec{u}\|/l \ll 1$). L'hypothèse des petits déplacements entraîne celle des petites déformations, mais la réciproque n'est pas vraie : pour preuve le déplacement d'un corps rigide, qui se fera par définition à déformation nulle, les déplacements pouvant être plus ou moins importants.

La limite entre *petites déformations* et *grandes déformations* n'est pas toujours évidente, et le choix repose souvent sur les déformations relatives. La valeur couramment admise est de 10% mais on peut trouver des valeurs plus strictes ou plus large (15%, Fung (1993)) selon les auteurs.

4.1.1.3 Loi de comportement

La loi de comportement relie le tenseur des déformations \mathbf{E} au tenseur des contraintes $\boldsymbol{\sigma}$, et caractérise le comportement d'un matériau lorsqu'il est soumis à des contraintes mécaniques ou thermiques.

Nous nous intéresserons uniquement aux lois hyperélastiques, généralement utilisées pour définir le comportement d'un corps élastique peu ou pas compressible en grandes déformations.

Un corps est dit *élastique* lorsqu'il reprend ses dimensions et sa forme initiale quand les forces de déformation ont disparu. De plus, il existe pour un corps élastique une relation biunivoque entre sollicitation et déformation.

Une grandeur importante pour caractériser les corps hyperélastiques est le second tenseur de Piola-Kirchhoff \mathbf{S} tel que :

$$\mathbf{S} = (\det \mathbf{F}) \mathbf{F}^{-1} \boldsymbol{\sigma} \mathbf{F}^{-T} \quad (4.14)$$

Un corps est dit *hyperélastique* s'il existe une fonction d'énergie potentielle de déformation W telle que le tenseur des contraintes dérive de cette énergie. W est une fonction scalaire d'un

tenseur des déformations. Les dérivées de W par rapport aux composantes du tenseur des déformations déterminent les composantes du tenseur des contraintes correspondant. Si on exprime cette énergie W en fonction du tenseur des déformations de Green-Lagrange \mathbf{E} , on peut montrer que (Beatty, 1987) :

$$\mathbf{S} = \frac{\partial W}{\partial \mathbf{E}} = 2 \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} \quad (4.15)$$

avec \mathbf{C} le tenseur des dilatations de Cauchy-Green droit.

Un matériau hyperélastique est dit isotrope (mêmes propriétés physiques et mécaniques dans toutes les directions) si et seulement si W peut s'exprimer en fonction des invariants I_i du tenseur des dilatations de Cauchy-Green droit (les coefficients du polynôme caractéristique $\det(\mathbf{C} - \lambda \mathbf{I})$) :

$$W = W(I_1, I_2, I_3) \quad (4.16)$$

avec :

$$I_1 = \text{tr } \mathbf{C}, \quad I_2 = \frac{1}{2} \left[(\text{tr } \mathbf{C})^2 - \text{tr } \mathbf{C}^2 \right] \quad \text{et} \quad I_3 = \det \mathbf{C} \quad (4.17)$$

Deux modèles hyperélastiques seront successivement abordés (les équations sont données pour des matériaux isotropes) :

- le modèle de Saint Venant-Kirchhoff, modèle “mécaniquement” linéaire (la relation contraintes-déformations est linéaire) ;
- le modèle de Mooney-Rivlin, modèle “mécaniquement” non-linéaire, couramment utilisé pour caractériser les tissus mous vivants.

Dans le cas du modèle de Saint Venant-Kirchhoff :

$$W = \frac{\lambda}{2} (\text{tr } \mathbf{E})^2 + \mu \text{tr } \mathbf{E}^2 \quad (4.18)$$

avec λ et μ les coefficients d'élasticité de Lamé (μ est appelé module de cisaillement), qui peuvent s'exprimer en fonction du module de Young E et du coefficient de Poisson ν :

$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad \text{et} \quad \lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad (4.19)$$

Le module de Young, homogène à une pression, caractérise la rigidité du matériau, c'est-à-dire la résistance du matériau aux contraintes auxquelles il est soumis.

Si on considère un corps élastique soumis à un chargement mécanique, le coefficient de Poisson, adimensionnel, est le rapport de la déformation dans le sens perpendiculaire à l'effort, à la déformation dans le sens de l'effort. Sa valeur est comprise entre 0 et 0,5 : plus sa valeur sera petite, plus le matériau sera en mesure d'accepter des variations de volume importantes. Lorsque le coefficient s'approche de 0,5, par valeur inférieure, le comportement du matériau se rapproche de celui d'un matériau incompressible.

Ce modèle est bien “mécaniquement” linéaire : pour s'en convaincre, il suffit de dériver son énergie potentielle par rapport à \mathbf{E} . On obtient alors :

$$\mathbf{S} = \frac{\partial W}{\partial \mathbf{E}} = \lambda (\text{tr } \mathbf{E}) \mathbf{I} + 2\mu \mathbf{E} \quad (4.20)$$

Les tenseurs de Piola-Kirchhoff \mathbf{S} et de Cauchy \mathbf{E} étant symétriques, il est possible d'introduire les formes vectorielles suivantes pour représenter leurs composantes :

$$\vec{S} = \{S_{11}, S_{22}, S_{33}, S_{12}, S_{23}, S_{13}\}^T \quad \text{et} \quad \vec{E} = \{E_{11}, E_{22}, E_{33}, E_{12}, E_{23}, E_{13}\}^T$$

On peut alors définir l'opérateur matriciel \mathbf{L} tel que $\vec{S} = \mathbf{L}\vec{E}$:

$$\mathbf{L} = \begin{bmatrix} \lambda + 2\mu & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda + 2\mu & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 2\mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 2\mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2\mu \end{bmatrix} \quad (4.21)$$

La relation entre les contraintes et les déformations est donc linéaire.

Les non-linéarités observées avec ce type de modélisation proviennent de la non-linéarité du tenseur des déformations. On peut donc parler de modèle "mécaniquement" linéaire et "géométriquement" non-linéaire.

L'équivalent de la loi Saint Venant-Kirchhoff en petites déformations (utilisation du tenseur linéarisé des déformations $\boldsymbol{\varepsilon}$ au lieu de \mathbf{E}) est la loi de Hooke (élasticité linéaire en petites déformations). Ce type de modèle est véritablement linéaire, à la fois "mécaniquement" et "géométriquement". Peu réaliste, il permet toutefois de modéliser des structures avec des algorithmes simples et efficaces en temps de calcul.

Dans le cas du modèle de Mooney-Rivlin à 5 coefficients :

$$W = c_{10}(I_1 - 3) + c_{01}(I_2 - 3) + c_{20}(I_1 - 3)^2 + c_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + c_{02}(I_2 - 3)^2 + \frac{\kappa}{2}(J - 1)^2 \quad (4.22)$$

avec $c_{01}, c_{10}, c_{11}, c_{02}, c_{20}$ et κ des constantes du matériau, et $J = \det \mathbf{F}$. κ est le module d'incompressibilité initiale du matériau. Il est inversement proportionnel à $1 - 2\nu$, et tend par conséquent vers l'infini lorsque ν tend vers 0,5 (matériau incompressible). Ce modèle est non-linéaire à la fois "mécaniquement" et "géométriquement". Le modèle de Mooney-Rivlin le plus simple, à 2 coefficients (c_{01} et c_{10} , les autres coefficients c_{ij} étant nuls), permet de modéliser des matériaux qui subissent des contraintes de l'ordre de 100% en extension et 30% en compression. Il offre donc une bonne approximation pour des niveaux de déformations élevés (ANSYS, Inc., 2006a). Augmenter l'ordre de la loi permet de se rapprocher du comportement "réel" du modèle que l'on étudie.

4.1.1.4 Équations d'équilibre mécanique

Les équations du mouvement peuvent s'obtenir soit à partir du principe des travaux virtuels¹ (Zienkiewicz et Taylor, 2001), soit à partir des théorèmes généraux de la mécanique. Pour un solide Ω de masse ρ soumis à un ensemble de forces \vec{F}_{ext} , la loi fondamentale de la dynamique

¹Le principe des travaux virtuels stipule que, si un corps est localement en équilibre, le travail virtuel extérieur compense le travail virtuel intérieur pour tout champ de déplacement virtuel admis continu et dérivable.

peut s'écrire de la manière suivante dans un repère galiléen :

$$\sum \vec{F}_{ext} = \rho \vec{\gamma} \quad (\text{théorème de la quantité de mouvement}) \quad (4.23)$$

Lorsque le système est à l'équilibre, $\vec{\gamma} = \vec{0}$.

En se basant sur les équations indéfinies du mouvement, qui sont une généralisation de l'Équation 4.23 valable pour un point matériel aux milieux continus déformables et par application du théorème d'Ostrogradsky, on peut déduire l'expression locale du principe de la dynamique (Royis, 2005) :

$$\nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} + \rho \vec{D} = \rho \vec{\gamma} \quad (4.24)$$

avec ∇ l'opérateur divergence et \vec{D} les forces massiques extérieures. Combinée avec la loi de comportement qui donne la relation contraintes-déformations, et selon les hypothèses de modélisation effectuées, l'équation 4.24 permet de définir un système d'équations fonction des déplacements \vec{u} , les inconnues que l'on cherche à déterminer.

4.1.2 Méthode des éléments finis (MEF)

La mécanique des milieux continus permet de caractériser un système, de le mettre en équation. On cherche ici à résoudre un système d'équations aux dérivées partielles, obtenues à partir de 3 équations :

- la loi de comportement du milieu, qui relie les contraintes aux déformations
- la relation entre déplacements et déformations
- l'équation d'équilibre du système

La résolution de ce système peut alors se faire soit par une approche analytique, soit par une approche numérique. Les méthodes analytiques couramment utilisées pour résoudre un système d'équations différentielles font souvent appel à la méthode de séparation des variables, ou aux transformées de Fourier ou de Laplace. Toutefois ces méthodes sont difficilement applicables, voire impossibles à mettre en oeuvre, lorsque la géométrie du système à modéliser devient plus complexe.

Avec le développement de moyens de calcul plus puissants, les solutions numériques se sont peu à peu développées (différences finies, méthode de Ritz, éléments finis...). L'une des plus répandues est la méthode des éléments finis (MEF), apparue vers la fin des années 50 avec les travaux de Turner *et al.* (1956) et qui a connu un véritable essor dans les années 90.

4.1.2.1 Principe général

La MEF permet de résoudre de manière discrète un système différentiel dont on cherche une solution approchée. L'idée de base est de subdiviser un système en entités élémentaires de forme simple, dont l'assemblage permet de décrire un système dans son ensemble.

Pour résoudre un problème par la MEF, on procède par étapes successives :

1. discrétisation de la géométrie du modèle par un ensemble de structures élémentaires beaucoup plus simples, appelées *éléments finis*, possédant un certain nombre de nœuds, structures pour lesquelles le calcul de la solution est possible
2. définition d'une fonction de forme ou fonction d'interpolation qui représente le comportement physique d'un élément
3. développement de la solution pour un élément

4. assemblage des différents éléments pour représenter l'ensemble du système
5. application des conditions limites, des conditions initiales et des chargements
6. résolution d'un système d'équations algébriques linéaires ou non-linéaires
7. post-traitement (calcul des contraintes ou des déformations par exemple) et exploitation des résultats.

Les étapes 1 à 5 sont généralement appelées étapes de pré-traitement. Elles seront développées ci-dessous. Seuls les points les plus importants seront abordés. Pour une étude approfondie de la MEF, le lecteur pourra se référer aux nombreux ouvrages existant dans ce domaine, par exemple Chateaneuf (2005), Craveur (2001) ou Zienkiewicz et Taylor (2001).

4.1.2.2 Discrétisation

Selon la nature du problème et les ressources disponibles, on aura recours à des éléments (également appelés mailles) linéiques (1D), surfaciques (2D) ou volumiques (3D) pour mailler la structure étudiée. L'ensemble de ces mailles représente le maillage de la structure.

Chaque élément comporte un certain nombre de nœuds. Les valeurs du champ que l'on cherche à déterminer (champ des déplacements, des déformations ou des contraintes par exemple) en ces points constituent les inconnues du système : on les appelle les valeurs nodales. Dans les cas les plus simples, les nœuds correspondent aux sommets de l'élément (tétraèdre à 4 nœuds, hexaèdre à 8 nœuds) ; on parle alors d'éléments linéaires. Il est également possible d'utiliser des éléments de degré supérieur, tels les éléments cubiques et quadratiques : des nœuds supplémentaires sont alors ajoutés sur les arêtes des éléments (hexaèdre quadratique à 20 nœuds par exemple). La connexion entre les éléments se fait au niveau des nœuds du maillage.

Augmenter le nombre d'éléments ou le degré de ces éléments permet d'affiner la solution, mais augmente le nombre de degrés de liberté de la structure, et sera donc plus coûteux en temps de calcul. Un compromis doit donc être trouvé entre précision et temps de calcul.

Discrétiser une structure permet aussi d'attribuer des propriétés différentes aux éléments qui la constituent, ce qui peut être très utile pour identifier des sous-structures.

4.1.2.3 Fonctions de forme

Le modèle étant discrétisé, seules les valeurs nodales sont connues. Pour pouvoir connaître le champ étudié en tout point, la solution consiste à approximer ce champ par interpolation des valeurs nodales. Soit $u(x,y,z)$ l'interpolation du champ à partir des valeurs nodales u_i , une approximation du champ réel $\hat{u}(x,y,z)$. Alors :

$$\hat{u}(x,y,z) \approx u(x,y,z) = \sum_{\text{nœuds}} N_i(x,y,z) u_i \quad (4.25)$$

avec N_i une fonction d'interpolation, également appelée *fonction de forme*. Ces fonctions doivent être continues, conduire à des valeurs uniques du champ en tout point du domaine, et satisfaire les valeurs nodales. Ce dernier critère implique que les fonctions N_i satisfassent l'équation suivante :

$$N_i(x_j, y_j, z_j) = \begin{cases} 1 & \text{au nœud } j = i \\ 0 & \text{aux nœuds } j \neq i \end{cases} \quad (4.26)$$

La plupart des logiciels éléments finis utilisent des fonctions polynomiales.

4.1.2.4 Formulation des matrices élémentaires

Les champs qui interviennent dans le comportement du milieu sont les champs des contraintes, des déplacements et des déformations. La formulation proposée ci-dessous s'applique au champ des déplacements.

Dans un élément, le champ des déplacements est donné par la relation 4.25.

Soit $\vec{u} = [u(x,y,z), v(x,y,z), w(x,y,z)]^T$ le vecteur déplacement pour un point matériel de coordonnées (x,y,z) qui se déplace en $(x+u, y+v, z+w)$ et \vec{q}_e le vecteur qui regroupe les variables nodales tel que $\vec{q}_e^T = (u_1 \ v_1 \ w_1 \ u_2 \ v_2 \ w_2 \ \dots \ u_n \ v_n \ w_n)$, n étant le nombre de nœuds de l'élément, alors :

$$\vec{u} = \mathbf{N}\vec{q}_e \quad (4.27)$$

avec \mathbf{N} la matrice de fonction de forme.

On s'intéressera au cas le plus simple, celui de l'élasticité linéaire (linéarité géométrique et mécanique). Dans ce cas, il est possible de trouver des opérateurs matriciels \mathbf{A} et \mathbf{B} tels que $\boldsymbol{\varepsilon} = \{\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z, \varepsilon_{xy}, \varepsilon_{xz}, \varepsilon_{yz}\}^T = \mathbf{A}\vec{u}$ et $\boldsymbol{\sigma} = \{\sigma_{11}, \sigma_{22}, \sigma_{33}, \sigma_{12}, \sigma_{23}, \sigma_{13}\}^T = \mathbf{B}\boldsymbol{\varepsilon}$ ($\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{B}\boldsymbol{\varepsilon} - \boldsymbol{\sigma}^0$ en cas de contraintes initiales $\boldsymbol{\sigma}^0$) :

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial z} \\ \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial x} & 0 \\ \frac{\partial}{\partial z} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} \\ 0 & \frac{\partial}{\partial z} & \frac{\partial}{\partial y} \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad \mathbf{B} = \frac{E}{(1-2\nu)(1+\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} \end{bmatrix} \quad (4.28)$$

On obtient alors $\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{B}\mathbf{A}\mathbf{N}\vec{q}_e$ ou, en présence de contraintes initiales, $\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{B}\mathbf{A}\mathbf{N}\vec{q}_e - \boldsymbol{\sigma}^0$.

Pour un élément donné, le comportement est entièrement défini à partir des seules valeurs nodales.

En utilisant l'équation d'équilibre mécanique (ou le principe des travaux virtuels), il est possible de montrer (Chateaneuf, 2005) que le comportement d'un élément, en statique (c'est-à-dire en négligeant l'impact potentiel de la vitesse et de l'accélération), est entièrement défini par le système matriciel :

$$\mathbf{K}_e \vec{q}_e = \vec{F}_e \quad (4.29)$$

avec \mathbf{K}_e la matrice de rigidité de l'élément et \vec{F}_e le vecteur des forces nodales (forces volumiques, surfaciques et contraintes initiales).

Dans le cas de l'élasticité linéaire, cette matrice \mathbf{K}_e est constante. Dans le cas d'un matériau géométriquement et/ou mécaniquement non-linéaire, la matrice de rigidité dépend du vecteur déplacement \vec{u} .

Si l'on s'intéresse à l'équilibre dynamique de l'élément, l'Équation 4.29 est remplacée par :

$$\mathbf{M}_e \ddot{\vec{q}}_e + \mathbf{C}_e \dot{\vec{q}}_e + \mathbf{K}_e \vec{q}_e = \vec{F}_e \quad (4.30)$$

avec \mathbf{M}_e la matrice de masse de l'élément, \mathbf{C}_e la matrice d'amortissement, $\dot{\vec{q}}_e$ et $\ddot{\vec{q}}_e$ les dérivées première et seconde de \vec{q}_e par rapport au temps.

4.1.2.5 Interpolation sur les éléments de référence

Dans un maillage, les éléments épousent des formes diverses, afin de mieux coller à la géométrie du maillage. Cependant, par chaque type d'élément, on définit un élément dit *de référence*. Pour un élément surfacique linéaire, la maille de référence sera un carré unité centré sur l'origine, dont les arêtes sont parallèles aux axes et dont les coordonnées varient entre -1 et 1. Pour un élément hexaédrique linéaire, la maille de référence sera un cube centré sur l'origine, dont les arêtes sont parallèles aux axes, dont les coordonnées varient entre -1 et 1.

Les coordonnées des nœuds de l'élément réel diffèrent des nœuds de l'éléments de référence. Si les propriétés ont été définies dans le repère local de l'élément de référence, les grandeurs matricielles doivent être redéfinies dans un repère global. On utilise alors une matrice de passage τ_e , dépendant de l'élément e (voir Figure 4.3) pour passer du repère local au repère global.

$$\vec{q}_e^{\text{global}} = \tau_e \vec{q}_e^{\text{local}} \quad (4.31)$$

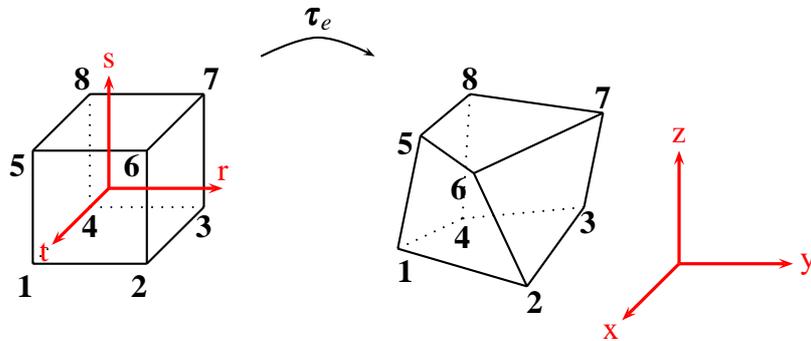


FIG. 4.3 – Passage de l'espace de référence (repère local à gauche) à l'espace déformé (repère global à droite), avec mise en correspondance par la fonction τ_e .

4.1.2.6 Assemblage

L'assemblage consiste à construire le système d'équations à résoudre, en regroupant l'ensemble des équations des éléments d'un maillage. Il permet de prendre en compte les interactions qui existent entre les différents éléments.

Pour un problème statique, on aboutit finalement au système d'équations suivant, après assemblage des systèmes matriciels :

$$\mathbf{K} \vec{q} = \vec{F} \quad (4.32)$$

avec \mathbf{K} la matrice de rigidité globale, \vec{q} l'ensemble des déplacements nodaux et \vec{F} les charges externes appliquées sur les nœuds.

Dans le cadre d'une résolution dynamique, on doit prendre en compte l'inertie et l'amortissement du système. Le système global s'écrit alors :

$$\mathbf{M} \ddot{\vec{q}} + \mathbf{C} \dot{\vec{q}} + \mathbf{K} \vec{q} = \vec{F} \quad (4.33)$$

avec \mathbf{M} la matrice de masse du système et \mathbf{C} la matrice d'amortissement.

4.1.2.7 Résolution

Avant de résoudre le système donné par l'Équation 4.32 ou 4.33, selon que l'on soit en statique ou en dynamique, il convient de définir les conditions limites, ce qui permet éventuellement de supprimer des degrés de liberté, et de déterminer les chargements à appliquer sur le système (champ gravitationnel, forces appliquées sur les nœuds,...).

Deux types de méthode sont alors possibles pour résoudre le système, les méthodes exactes (Gauss, Choleski) pour les problèmes les plus simples, ou les méthodes itératives qui permettent de calculer un vecteur solution approché (méthode de Gauss-Seidel, gradient conjugué, Newton-Raphson). Cette dernière a été utilisée dans notre modèle et est détaillée dans l'Annexe A.

4.1.2.8 Régularité des éléments

Jusqu'à présent, aucune précision n'a été apportée sur les déformations que pouvaient subir les éléments du maillage sans perturber la résolution du système. Les équations étant basées sur ces éléments, ils doivent remplir un ensemble de critères appelés critères de *régularité*.

Le critère le plus important est la valeur du déterminant jacobien. Si les coordonnées de l'élément de référence sont exprimées dans un repère $(\vec{r}, \vec{s}, \vec{t})$, celles de l'élément déformé dans un repère $(\vec{x}, \vec{y}, \vec{z})$ (Figure 4.3), alors la matrice jacobienne \mathbf{J} de cet élément est donnée par :

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial r} & \frac{\partial y}{\partial r} & \frac{\partial z}{\partial r} \\ \frac{\partial x}{\partial s} & \frac{\partial y}{\partial s} & \frac{\partial z}{\partial s} \\ \frac{\partial x}{\partial t} & \frac{\partial y}{\partial t} & \frac{\partial z}{\partial t} \end{bmatrix} \quad (4.34)$$

Soit τ_e la fonction de passage entre ces deux repères. La fonction τ_e se doit d'être bijective, ce qui signifie que le déterminant jacobien ne doit s'annuler en aucun point de l'élément. Si ce critère n'est pas vérifié, la résolution ne peut se faire.

D'autres critères permettent également de mesurer les distorsions d'un élément par rapport à l'élément de référence. Ces critères varient selon le logiciel utilisé, aussi bien sur leur mode de calcul que sur leurs valeurs limites : AnsysTM impose de critères de régularité assez stricts appelés aspect ratio, warping factor, parallel deviations, ... (voir ANSYS, Inc. (2006b) pour plus d'informations et Figure 4.4). La vérification de ces derniers critères n'est pas indispensable pour la résolution du système. Toutefois, le fait d'avoir des éléments trop distordus aura un impact sur la qualité et la fiabilité des résultats.

4.2 Modélisation géométrique du conduit vocal

Comme nous l'avons vu dans la section précédente, la première étape pour résoudre un problème de mécanique des milieux continus à l'aide de la MEF consiste à discrétiser la structure étudiée.

Dans cette section, nous présenterons les différents maillages élaborés pour représenter la langue ainsi que les structures molles et osseuses du conduit vocal. Pour les notions d'anatomie correspondantes, le lecteur pourra se référer au Chapitre 1. Le modèle de conduit vocal présenté dans ce mémoire a été créé pour un locuteur spécifique, nommé PB. La version originale de ce modèle a été développée par Gérard *et al.* (Gérard, 2004; Gérard *et al.*, 2003, 2006).

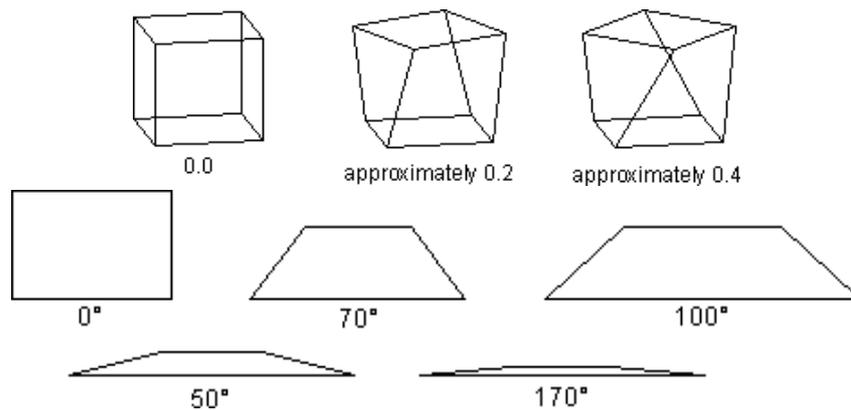


FIG. 4.4 – Exemples de critères de régularité pour les éléments d’un maillage éléments finis. En haut, illustration du facteur de gauchissement (warping factor) sur un élément hexaédrique. La torsion de la face supérieure d’un cube unité d’un angle de $22,5^\circ$ et de 45° par rapport à sa base donne un facteur de gauchissement de 0,2 et 0,4 respectivement. En bas, quelques exemple de déviation parallèle (parallel deviations) sur un élément quadrangulaire. Le produit scalaire donné par les vecteurs unités de chaque pair d’arrêtes opposées est calculé, puis l’angle correspondant. La déviation parallèle est définie comme étant le plus large de ces deux angles. Source : ANSYS, Inc. (2006b)

4.2.1 Création du maillage de la langue

Comme nous l’avons évoqué dans la Section 1.2, la langue est un corps extrêmement complexe, composé de nombreux muscles, intrinsèques et extrinsèques, dont les fibres sont entrelacées. La création d’un maillage de langue requiert donc un travail long et fastidieux et nécessite de disposer de données fiables sur la structure interne de la langue, difficiles à obtenir sur un locuteur vivant.

Afin de créer un modèle respectant la morphologie des muscles linguaux, un premier modèle de langue et du plancher buccal a été élaboré à partir des données du Visible Human Project² (plus de précisions pourront être trouvées dans Wilhelms-Tricarico (2000) et Gérard (2004)). Ce modèle générique, créé par Gérard (2004), a été développé en se basant sur les travaux de Wilhelms-Tricarico (2000). Ce dernier a mis au point une interface permettant d’exploiter plus facilement les images et coupes histologiques du Visible Human Project afin de définir la forme de la langue, de localiser les différents muscles et visualiser les fibres musculaires. Ce premier modèle, composé de 740 éléments et 947 nœuds, symétrique, donne une description géométrique de la musculature linguale relativement fidèle à la morphologie musculaire. Les éléments utilisés sont des hexaèdres à 8 nœuds. Dans ce premier maillage les différents muscles de la langue ont été définis par des ensembles d’éléments voisins, un même élément pouvant appartenir à plusieurs muscles à la fois.

Ce maillage a ensuite été adapté par Gérard (2004) à un locuteur de référence, selon la méthode du Mesh-Matching proposée par Couteau *et al.* (2000), qui permet de générer automatiquement un modèle 3D de structures anatomiques à partir d’un modèle existant. Les données utilisées par Gérard pour la langue de PB sont des images IRM (Images par Résonance Magnétique), ayant une résolution de $1\text{ mm} \times 1\text{ mm}$ par pixel, espacées de 1,3 mm le long d’une ligne

²le Visible Human Project est un projet initié par la National Library of Medicine des États-Unis, dans le but de proposer des données anatomiques tridimensionnelles du corps humain (féminin et masculin)

allant de la glotte jusqu'aux lèvres. Ces images ont été segmentées, afin d'extraire le contour de la langue et les contours approximatés par un ensemble de points donnant une bonne estimation de la surface de la langue dans sa partie supérieure, plus grossière dans sa partie inférieure. Le matching entre le modèle générique et cet ensemble de points a alors été effectué à l'aide d'un logiciel développé par Béjar *et al.* (2004) au laboratoire TIMC, à partir de bibliothèques mathématiques commercialisées par l'entreprise PRAXIM. Pour finir le maillage, qui présentait un certain nombre d'éléments particulièrement distordus, a été régularisé grâce à un algorithme de Luboz *et al.* (2001) pour satisfaire les critères de conformité d'un maillage éléments finis (voir Section 4.1.2.8). Pour des raisons de simplicité, il a été symétrisé ; le maillage complet servant de support à ce travail est décrit dans Gérard (2004) et Gérard *et al.* (2006).

Les données IRM sont obtenues pour un locuteur en position allongée sur le dos. La langue étant un solide déformable, sa forme s'en trouve affectée. La dernière opération a donc consisté à modifier la forme de la langue pour correspondre à celle d'un individu en position debout. Bien que présentée dans cette section, cette étape a été réalisée alors que le modèle de langue était déjà fonctionnel. En effet, des simulations sur le modèle en position allongée ont été effectuées en activant quelques muscles de la langue afin d'obtenir une forme correspondant à la position neutre, par comparaison avec des données radiographiques. Ces simulations ont permis de conserver le volume de la langue grâce à l'incompressibilité des tissus et la régularité des éléments. Ce nouveau modèle a par la suite servi de modèle au repos.

La géométrie des différents muscles de la langue est donnée dans les Figures 4.5 à 4.15, et diffère quelque peu de celle qu'a proposée Gérard (2004). Seuls les muscles de la langue supposés jouer un rôle important dans la production de parole sont modélisés. Le palato-glosse, le plus petit des muscles extrinsèques, n'a pas été représenté. Trois vues sont représentées pour chaque muscle : une vue de face, une vue en coupe dans le plan médiosagittal et une vue oblique. Les noeuds choisis pour représenter les insertions de la langue sur la face interne de la mandibule (épine mentonnière ou ligne mylo-hyoïdienne) et sur l'os hyoïde sont représentés respectivement sous forme de cercles et de carrés. La définition des structures musculaire est largement basée sur les travaux de Takemoto (2001).

La muqueuse qui recouvre la totalité de la partie libre de la langue n'est pas représentée dans ce modèle, sa modélisation (sur couche fine) ne semble pas indispensable pour simuler les mouvements de la langue : les travaux d'indentation de Gérard *et al.* (2005) ont en effet montré que seules de très faibles différences existaient entre les coefficients biomécaniques déterminés pour caractériser la muqueuse et ceux des tissus linguaux. Sept groupes de muscles sont représentés pour la langue (génio-glosse, stylo-glosse, hyo-glosse, verticalis, transversalis et linguaux inférieur et supérieur) et deux groupes de muscles pour le plancher buccal (génio-hyoïde et mylo-hyoïde). Le maillage final (langue + plancher buccal) avoisine les 101 cm³ (environ 94 cm³ sans les muscles du plancher). Nous donnons ci-dessous quelques précisions sur les choix de modélisation que nous avons été amenés à faire.

Muscle génio-glosse (GG) Dans la modélisation proposée, le génio-glosse est décomposé en trois parties : antérieure (GGa) [Fig. 4.7], médium (GGm) [Fig. 4.6] et postérieure (GGp) [Fig. 4.5], conformément aux travaux de Dang et Honda (2002, 2004). Il représente plus du quart de la langue en volume : le GGp occupe la plus grande partie du GG (environ 63% de son volume), le GGm la plus petite (17 %). Dans cette représentation, les fibres du

GGa n'atteignent pas la pointe de la langue mais s'arrêtent à environ 1 cm de l'apex. La face antérieure du GG est insérée sur l'épine mentonnière supérieure, et quelques fibres du GGp sont insérées sur le corps de l'os hyoïde.

Muscle stylo-glosse (Sty) Sur les trois faisceaux qui constituent le stylo-glosse (faisceau supérieur longitudinal, faisceau supérieur transversal, faisceau inférieur), seuls les deux premiers sont représentés [Fig. 4.8]. Le troisième faisceau aurait un impact plus faible sur la forme de la langue et sa représentation dans le maillage était difficile. De plus, le faisceau supérieur transversal n'est que partiellement modélisé : seules les parties du muscle appartenant à la langue mobile sont présentes dans le modèle, pas la partie du faisceau reliant la langue au processus styloïde (elles seront représentées de manière fonctionnelle par des fibres externes). Pour ce faisceau, les muscles droit et gauche se rejoignent au niveau du plan médiosagittal.

Muscle hyo-glosse (HG) Les trois faisceaux du hyo-glosse (basio-glosse, cérato-glosse et chondro-glosse) ne sont pas individualisés, et seront donc considérés comme étant activés simultanément [Fig. 4.9]. Sa partie basse est entièrement insérée sur l'os hyoïde.

Verticalis (Vert) Les fibres du verticalis sont modélisées sur l'intégralité de la longueur de la langue [Fig. 4.10]. Ce muscle n'étant pas présent dans le plan médiosagittal, aucun élément adjacent à ce plan n'appartient au muscle.

Transversalis (Trans) Les fibres du transversalis sont également modélisées sur l'intégralité de la longueur de la langue [Fig. 4.11], directement sous le SL. Il est modélisé comme un muscle impair : les fibres des muscles droit et gauche se rejoignent et sont modélisées comme une unique fibre, et non comme deux fibres symétriques.

Muscle lingual inférieur (IL) Deux faisceaux (droit et gauche) ont été utilisés pour représenter ce muscle, de l'apex vers la racine de la langue, où ils s'insèrent sur le corps de l'os hyoïde [Fig. 4.12]. Les fibres antérieures du lingual inférieur sont à l'intérieur du faisceau supérieur longitudinal du Sty.

Muscle lingual supérieur (SL) Seul muscle impair, il est représenté de la partie apicale à la partie postérieure de la langue (segment pharyngé) [Fig. 4.13]. Dans sa partie antérieure et postérieure, il est composé d'éléments à la surface de la langue, tandis que dans sa partie postérieure latérale, il est composé d'éléments très fins, localisés entre le GGp et le HG.

Muscle génio-hyoïdien (GH) Muscle grossièrement quadrangulaire, il se trouve directement sous le GGp et au dessus du MH, et s'élargit d'avant en arrière [Fig. 4.14]. Il ne partage aucun élément avec les autres muscles. Sa face antérieure est reliée à l'épine mentonnière inférieure et sa face postérieure au corps de l'os hyoïde.

Muscle mylo-hyoïdien (MH) Principal muscle du plancher buccal, il s'insère sur la face interne de la mandibule le long de la ligne mylo-hyoïdienne, sur l'épine mentonnière supérieure et sur le corps de l'os hyoïde [Fig. 4.15]. Les muscles droit et gauche se rejoignent dans le plan médiosagittal.

4.2.2 Création des maillages des structures externes du conduit vocal

Les structures osseuses du conduit vocal (palais dur, mandibule et os hyoïde) ainsi que les structures molles (vélum et parois pharyngées) et les dents ont toutes été construites à partir de données de modalités diverses recueillies sur le locuteur PB.

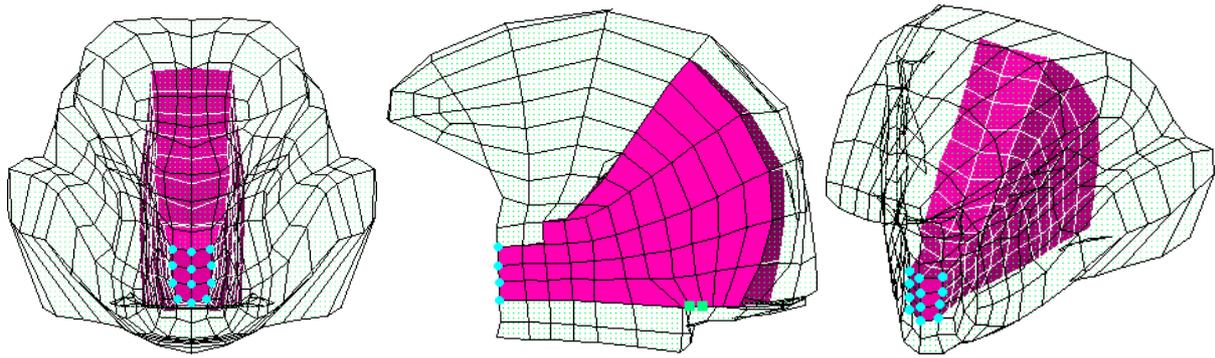


FIG. 4.5 – Maillage du génio-glosse postérieur. De gauche à droite : vue de face, médiale (moitié droite, 100%) et oblique. Les cercles représentent les insertions musculaires sur les épines mentonnières, les carrés les insertions musculaires sur l'os hyoïde.

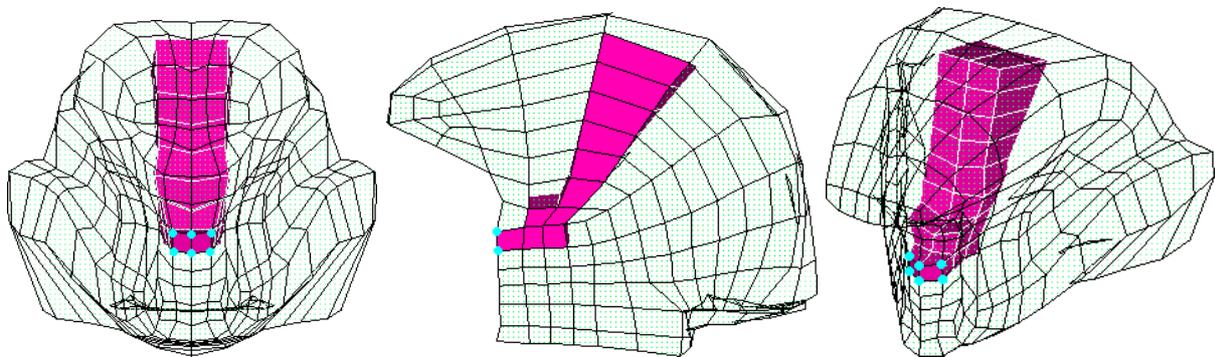


FIG. 4.6 – Maillage du génio-glosse médium. De gauche à droite : vue de face, médiale (moitié droite, 100%) et oblique. Les cercles représentent les insertions musculaires sur les épines mentonnières.

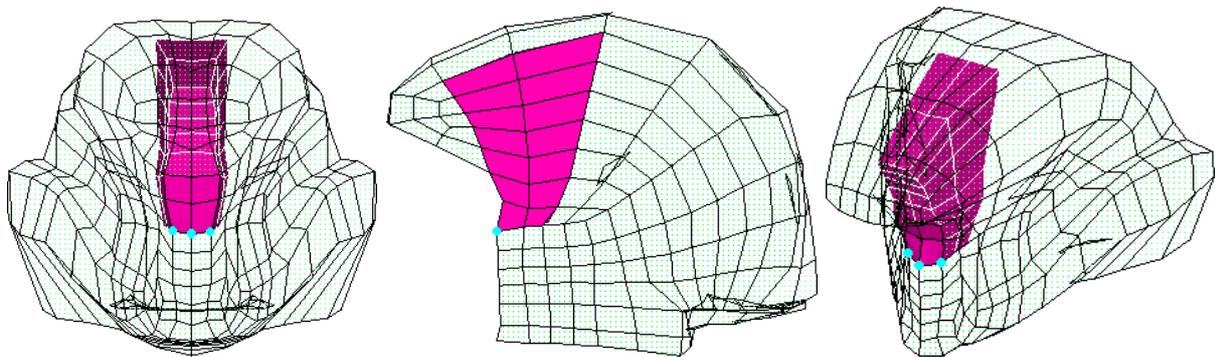


FIG. 4.7 – Maillage du génio-glosse antérieur. De gauche à droite : vue de face, médiale (moitié droite, 100%) et oblique. Les cercles représentent les insertions musculaires sur les épines mentonnières.

4.2.2.1 Maillage de l'os hyoïde, de la mandibule et de l'arcade dentaire inférieure

Les maillages originaux (voir Gérard (2004) pour plus de précisions) pour l'os hyoïde et l'ensemble arcade dentaire inférieure et mandibule ont été obtenus à partir de coupes tomographiques dans des plans axiaux espacées de 1,3 mm, avec une résolution de 0,49 mm par pixel dans les deux directions principales du plan. La segmentation de chacune de ces structures (os hyoïde, mandibule+dents inférieures) sur chaque image CT a été effectuée de manière semi-automatique à l'aide du logiciel AnalyseTM et la surface externe reconstruite et maillée à l'aide

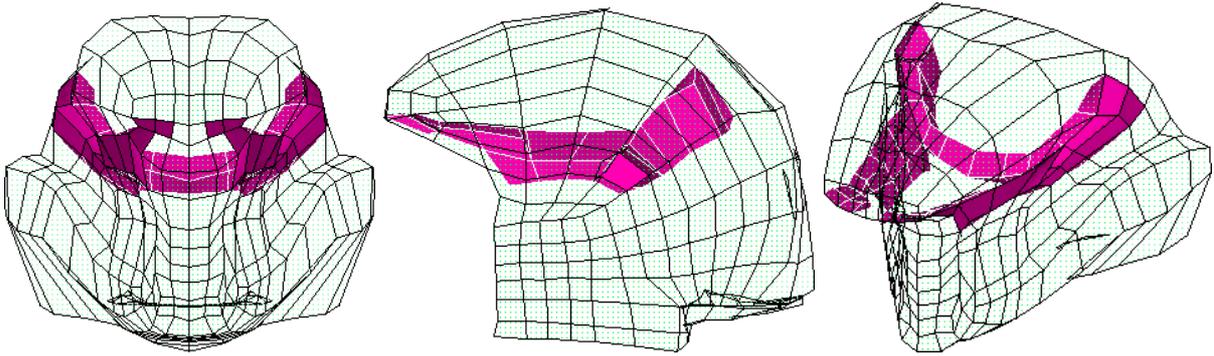


FIG. 4.8 – Maillage du stylo-glosse. De gauche à droite : vue de face, médiale (moitié droite, 100%) et oblique. Seuls deux des trois faisceaux musculaires sont modélisés.

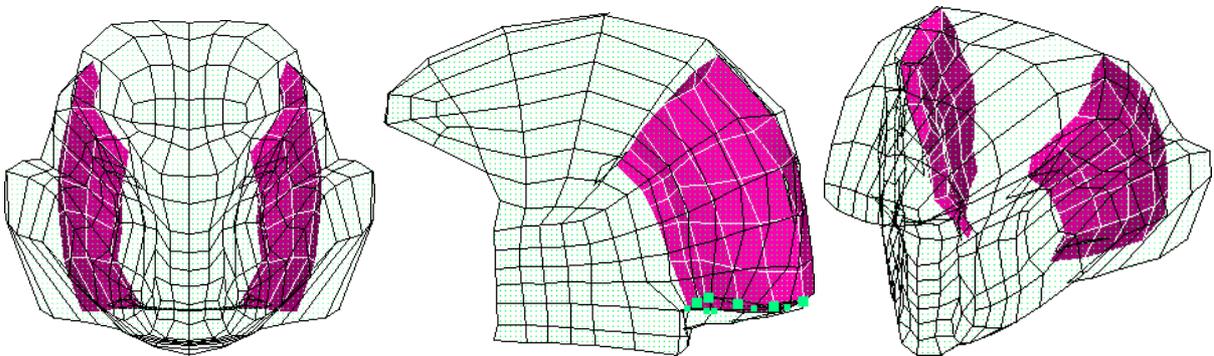


FIG. 4.9 – Maillage du hyo-glosse. De gauche à droite : vue de face, médiale (moitié droite, 100%) et oblique. Les carrés représentent les insertions musculaires sur l'os hyoïde.

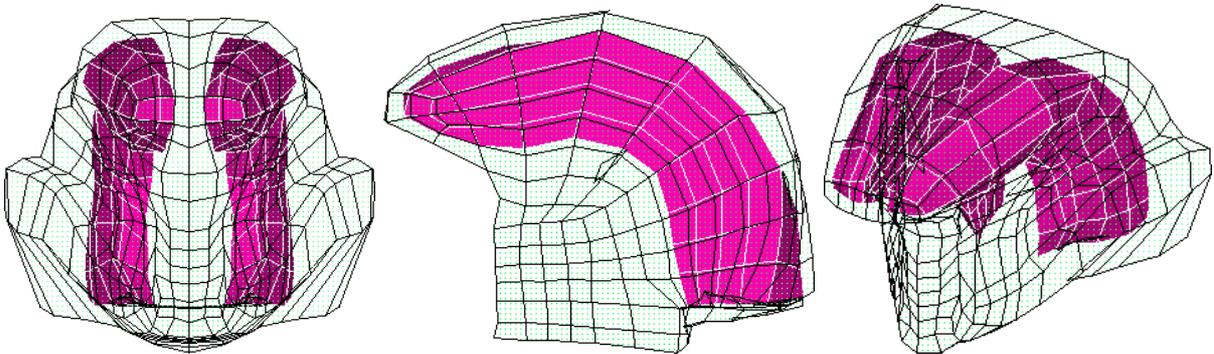


FIG. 4.10 – Maillage du verticalis. De gauche à droite : vue de face, médiale (moitié droite, 100%) et oblique.

de l'algorithme des Marching-Cubes (Lorenson et Cline, 1987) (maillages originaux Fig. 4.16 et 4.17 [gauche]). Les deux maillages ainsi obtenus comptaient respectivement 2000 et 15000 éléments triangulaires. C'est pourquoi ils ont été post-traités pour obtenir des maillages moins denses, donc moins coûteux en temps de calcul lors des simulations, mais le plus fidèle possible aux maillages originaux.

Pour chaque maillage, nous avons alors suivi la procédure suivante :

- décimation du maillage original
- sélection de la moitié gauche du maillage, appelée \mathcal{M}_d

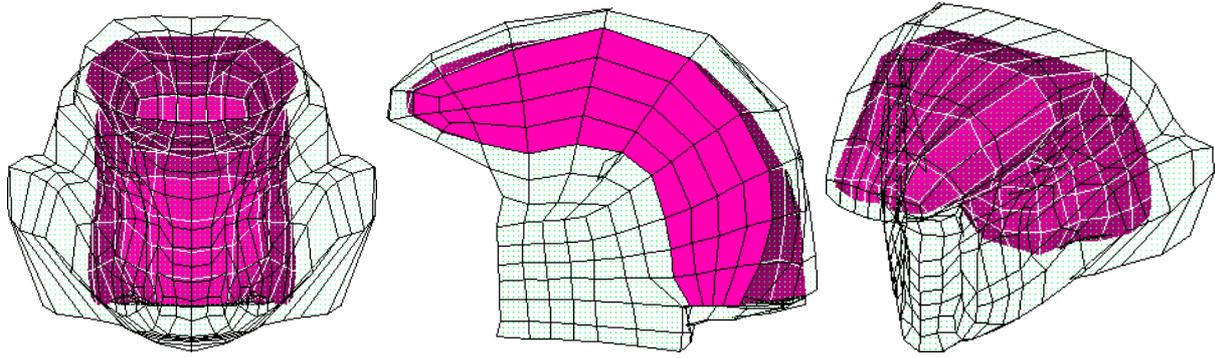


FIG. 4.11 – Maillage du transversalis. De gauche à droite : vue de face, médiale (moitié droite, 100%) et oblique.

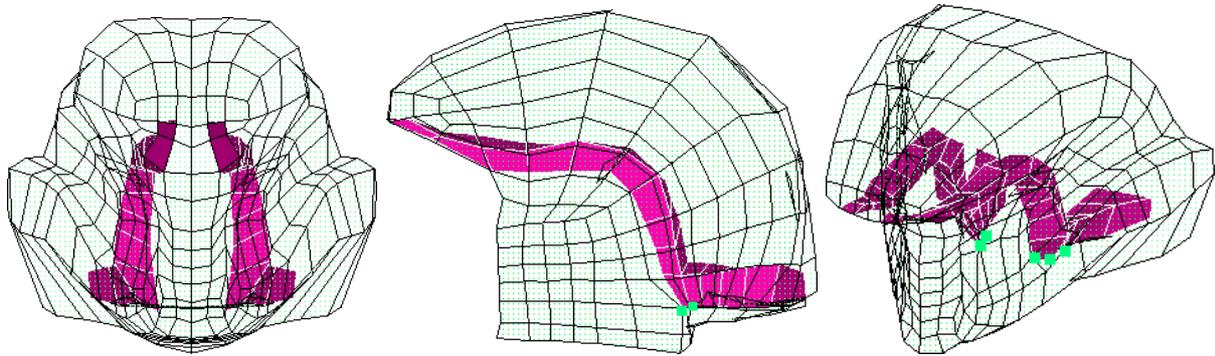


FIG. 4.12 – Maillage du lingual inférieur. De gauche à droite : vue de face, médiale (moitié droite, 100%) et oblique. Les carrés représentent les insertions musculaires sur l'os hyoïde.

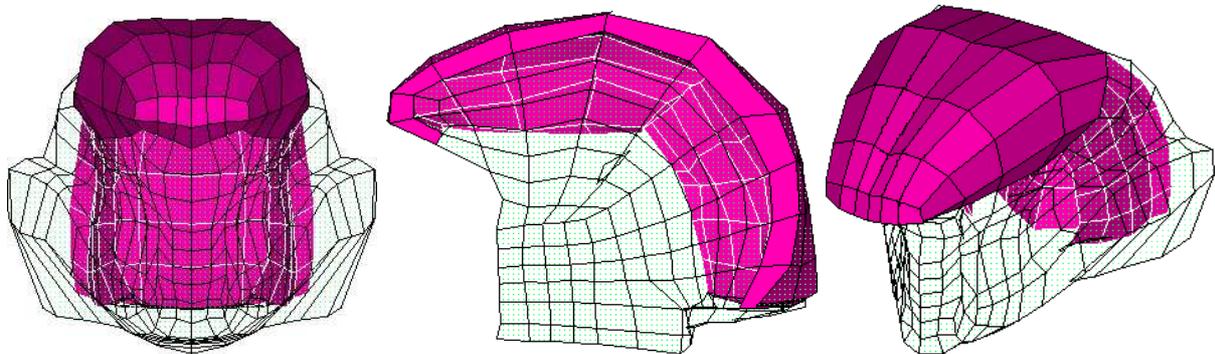


FIG. 4.13 – Maillage du lingual supérieur. De gauche à droite : vue de face, médiale (moitié droite, 100%) et oblique.

- définition d'une famille de plan \mathcal{P}_i adaptée à la structure à mailler intersectant l'intégralité de \mathcal{M}_d
- calcul des intersections entre ces différents plans et \mathcal{M}_d
- création d'une spline pour définir le contour de \mathcal{M}_d sur chaque plan \mathcal{P}_i
- création d'une surface passant par cette famille de plans
- fermeture éventuelle de cette surface pour un maillage volumique
- maillage automatique à l'aide du logiciel Ansys™, ce qui assure la régularité du maillage final

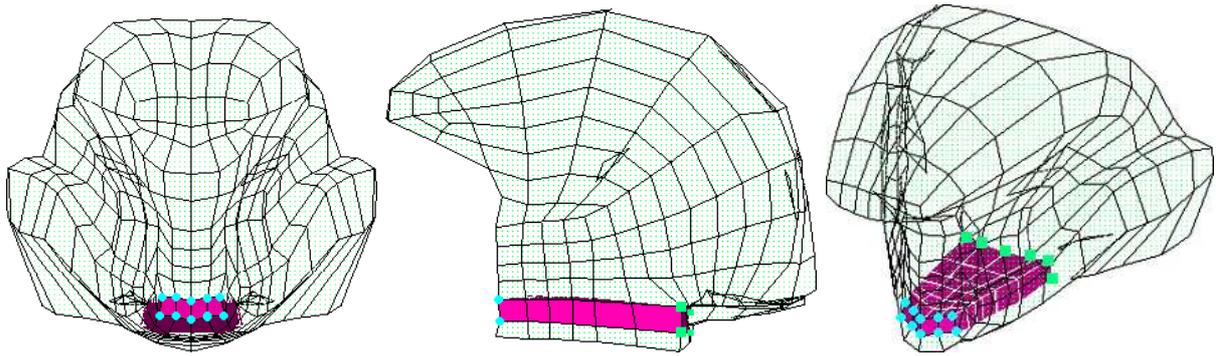


FIG. 4.14 – Maillage du génio-hyoïdien. De gauche à droite : vue de face, médiale (moitié droite, 100%) et oblique. Les cercles représentent les insertions musculaires sur les épines mentonnières, les carrés les insertions musculaires sur l'os hyoïde.

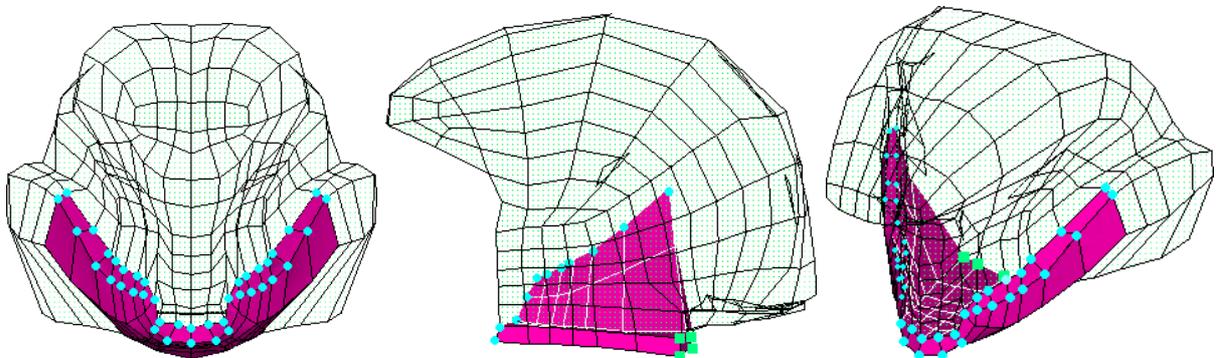


FIG. 4.15 – Maillage du mylo-hyoïdien. De gauche à droite : vue de face, médiale (moitié droite, 100%) et oblique. Les cercles représentent les insertions musculaires sur la face interne de la mandibule (épines mentonnières et ligne mylo-hyoïdienne), les carrés les insertions musculaires sur l'os hyoïde.

– symétrisation pour obtenir l'intégralité du maillage

Les résultats obtenus après remaillage sont donnés Fig. 4.16 et 4.17 (images de droite). L'os hyoïde a été maillé à l'aide de tétraèdres linéaires (hexaèdres dégénérés) et la surface de la mandibule à l'aide de quadrangles linéaires. Cette étape a permis de diviser par 35 le nombre d'éléments de la mandibule et par 1,5 celui de l'os hyoïde (tout en passant d'un maillage surfacique à un maillage volumique). Un maillage volumique présente l'avantage de permettre une meilleure répartition des masses sur l'ensemble de la structure par rapport à un maillage surfacique. La mandibule étant actuellement immobilisée, la répartition des masses pour cette structure n'aura aucun impact sur les résultats, contrairement à celle de l'os hyoïde, mobile. La petite taille de l'os hyoïde comparée à celle de la mandibule joue également en faveur d'un maillage volumique pour le premier et surfacique pour le second.

Bien que le nombre d'éléments soit beaucoup plus faible, la géométrie globale de l'ensemble mandibule / arcade dentaire inférieure semble plutôt bien conservée, en particulier le condyle mandibulaire, ce qui n'était pas le cas pour le modèle proposé par Gérard (2004). Le maillage des dents est beaucoup plus grossier que précédemment, les cuspides sont moins nettes et les espaces inter-dentaires peu visibles. Toutefois, cette simplification ne devrait pas altérer la qualité des simulations.

Concernant l'os hyoïde, on peut remarquer que le maillage original ne faisait pas apparaître les petites cornes et que le corps et les grandes cornes étaient grossièrement décrits. En effet,

cet os, très petit, est difficile à repérer et donc à segmenter sur des coupes tomographiques. Le remaillage ne semble pas affecter la qualité de la représentation géométrique.

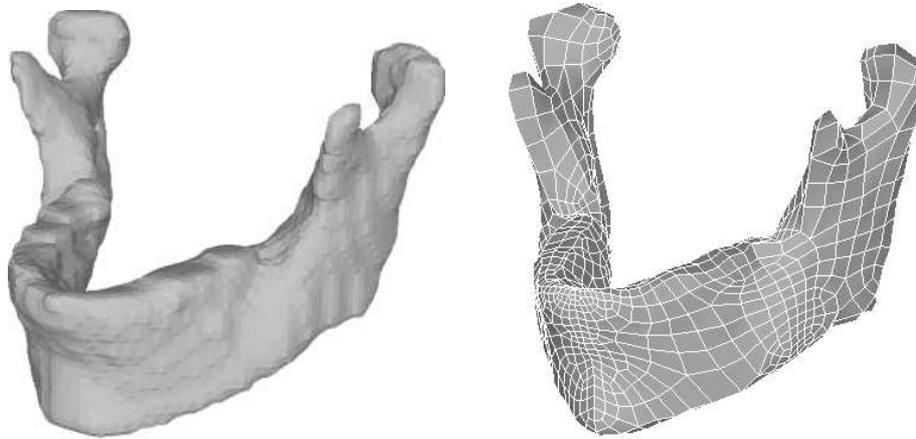


FIG. 4.16 – Maillage de la mandibule. Gauche : maillage surfacique initial à partir des coupes tomographiques, droite : surface finale après remaillage.

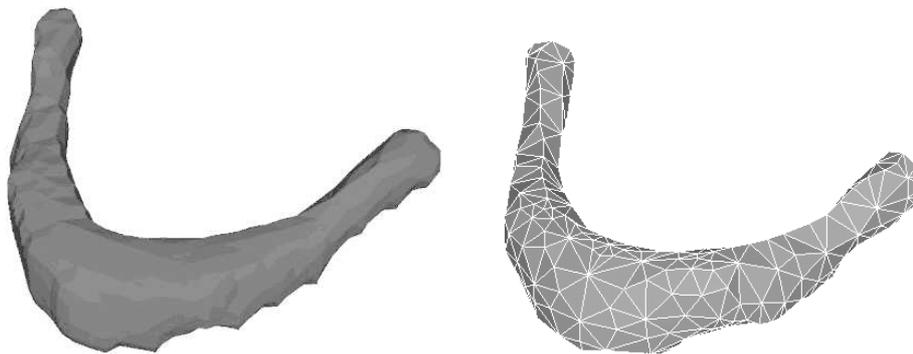


FIG. 4.17 – Maillage de l'os hyoïde. Gauche : maillage surfacique initial à partir des coupes tomographiques, droite : maillage volumique final.

4.2.2.2 Maillage de la voûte palatine et de l'arcade dentaire supérieure

La géométrie de la voûte palatine et de l'arcade dentaire supérieure a été obtenue à partir d'un moulage dentaire de PB digitalisé à l'aide d'un scanner 3D haute résolution (SkyScan 1076 in-vivo micro-scanner), aboutissant à la création d'un maillage surfacique de plus de 280 000 éléments pour 140 000 nœuds (Fig. 4.18, gauche). La démarche effectuée pour remailler la structure est identique à la procédure décrite à la section précédente.

Le maillage final, composé d'éléments quadrangulaires linéaires, comporte très peu d'éléments et de nœuds, et de nombreux détails ont été perdus lors du remaillage, en particulier au niveau des incisives. Cette simplification devrait avoir un impact très limité sur les résultats. Comme pour l'arcade dentaire inférieure, les cuspidés et les espaces inter-dentaires sont peu marqués. La géométrie du palais dur semble très bien conservée. Malgré cette extrême simplification, ce maillage est suffisant pour prendre en compte les interactions mécaniques qui existent entre les dents et la langue lors de la production de parole.

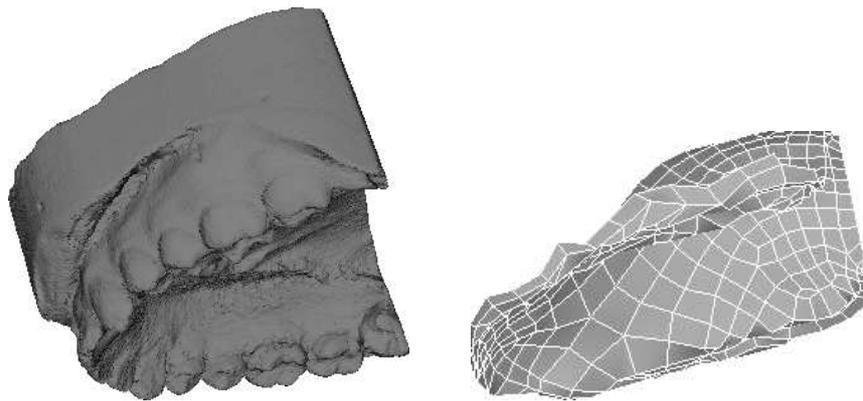


FIG. 4.18 – Maillage de la voûte palatine et de l’arcade dentaire supérieure. Gauche : après digitalisation du moulage dentaire, droite : maillage final Ansys™.

4.2.2.3 Maillage du palais mou, des parois pharyngées et des parois laryngées

Le palais mou et les parois pharyngées sont des structures déformables, composées de muqueuse et de nombreux muscles. Dans le modèle, ces muscles ne sont pas modélisés et cette partie du conduit vocal est représentée comme une structure rigide et fixe, de même que la partie supérieure du larynx. La modélisation du conduit vocal s’étend jusqu’à la glotte. Nous avons pris comme référence la position de ces articulateurs au repos : le velum est donc relevé, ce qui nous permettra de simuler la production de voyelles orales.

La forme du conduit avait déjà été obtenue pour une position neutre à partir d’images IRM : ces données ont été modifiées pour correspondre à un individu en position debout, puis extrapolées latéralement pour obtenir une famille de splines. Ces courbes ont servi de support à la création d’une surface, qui a finalement été maillée à l’aide de quadrangles linéaires, tout en préservant la continuité avec le maillage de la voûte palatine (Fig. 4.19).

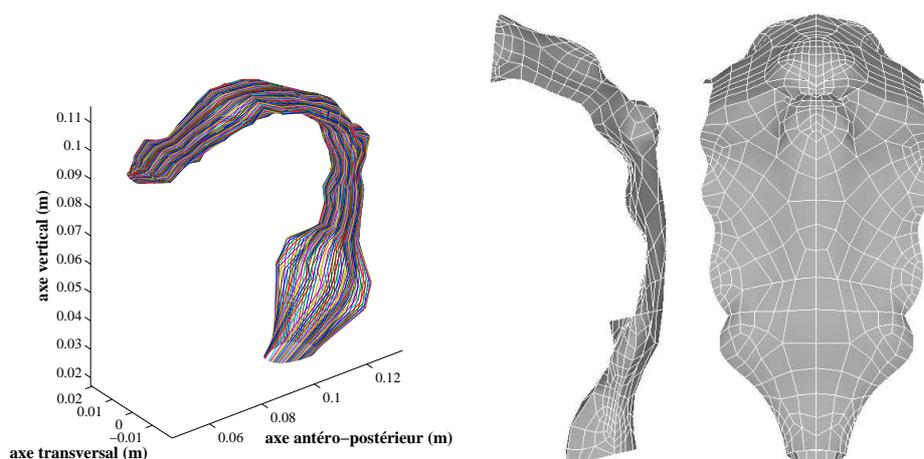


FIG. 4.19 – Maillage du palais mou et des parois pharyngées et laryngées. A gauche : forme du conduit vocal dérivée des données IRM, au milieu et à droite, le maillage final, respectivement en vue sagittale et vue arrière.

4.2.3 Maillage global

Une dernière étape, très importante, consiste à aligner les différents maillages construits, c'est-à-dire le maillage de la langue, de l'ensemble mandibule / arcade dentaire inférieure, de l'ensemble voûte palatine / arcade dentaire supérieure, de l'os hyoïde et de l'ensemble palais mou / parois pharyngées / parois laryngées.

Nous avons choisi comme position de référence la position neutre pour un individu debout, établie à partir d'une image radiographique. La Figure 4.20 donne, à gauche, la superposition des contours médio-sagittaux des articulateurs linguaux sur les données radiographiques, et à droite une vue tridimensionnelle du maillage final. Dans cette configuration, la distance inter-incisives est de 4,5 cm.

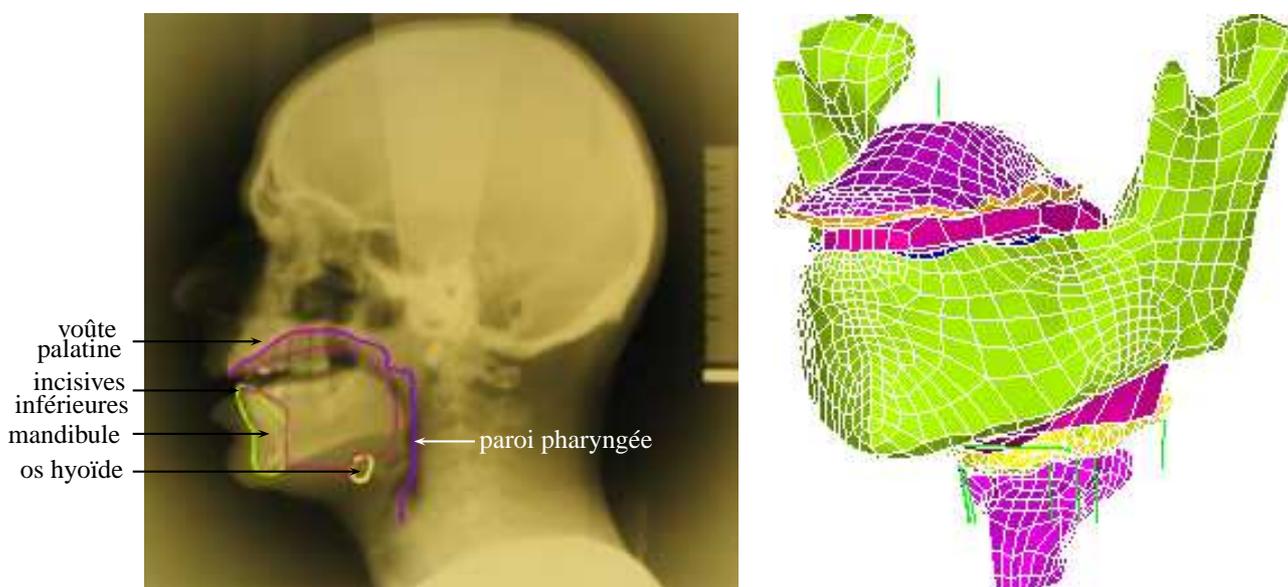


FIG. 4.20 – Géométrie du conduit vocal au repos. Image de gauche : superposition des contours médio-sagittaux du maillage du conduit vocal dans le modèle sur une image radiographique du conduit vocal au repos. Image de droite : représentation des différents maillages utilisés pour modéliser le conduit vocal.

Sur ce maillage, six paires d'éléments de type ressort ont été ajoutées afin de représenter les principaux muscles infra- et supra- hyoïdiens (voir la Figure 1.4 pour la représentation schématique de ces muscles), ainsi que les ligaments hyo-épiglottiques. Ces derniers éléments sont représentés Figure 4.21. Ils sont définis grâce à deux nœuds, le premier appartenant à l'os hyoïde. Dans le cas du ventre antérieur du muscle digastrique, le second nœud appartient au maillage de la mandibule (épine mentonnière inférieure), pour le ventre postérieur le second nœud est un élément de type masse représentant le processus styloïde de l'os temporal. Pour les muscles sterno-, thyro- et omo-hyoïdien ainsi que pour les ligaments hyo-épiglottiques, huit nœuds supplémentaires (quatre à droite et quatre à gauche) ont été introduits de manière à ce que les directions des ressorts respectent les directions principales des entités modélisées.

Le Tableau 4.1 récapitule le nombre de nœuds et d'éléments figurant dans le maillage final pour chaque constituant du maillage ainsi que le type d'élément utilisé (les noms d'élément entre parenthèses correspondent à la dénomination utilisée par le logiciel Ansys™, logiciel de calcul de structures par la méthode des éléments finis utilisé pour ce projet).

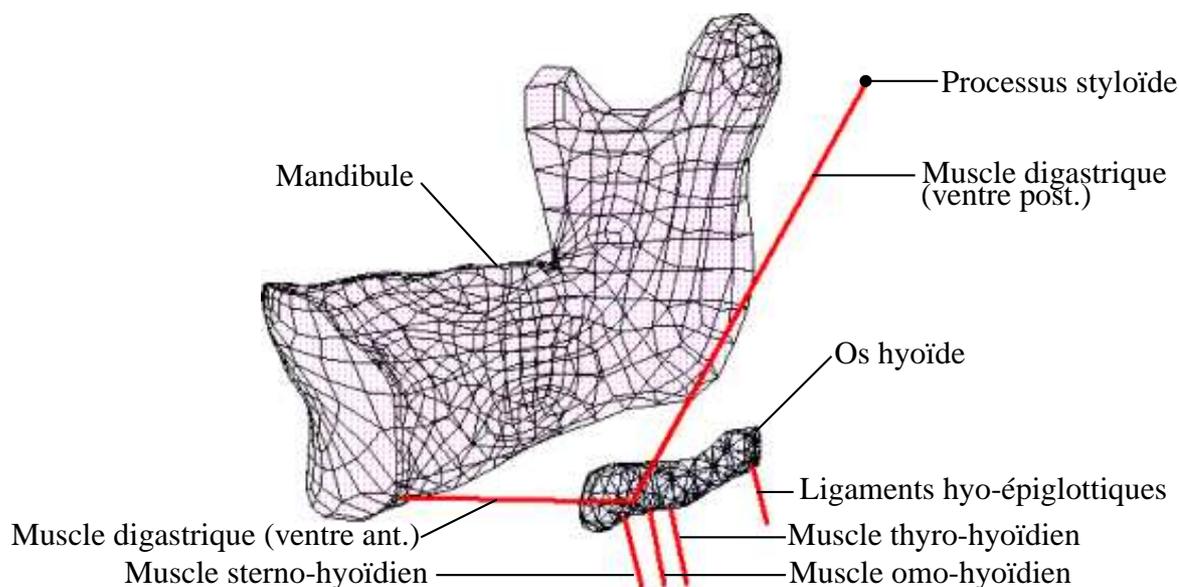


FIG. 4.21 – Modélisation simplifiée de quelques muscles supra- et infra-hyoïdiens et des ligaments hyo-épiglottiques, à l'aide de ressorts (vue sagittale).

TAB. 4.1 – Nombre de nœuds, nombre et type d'élément pour chaque constituant du maillage

	Nombre de nœuds	Nombre d'éléments	Type d'élément
Langue	946	740	hexaèdre linéaire (HYPER58)
<i>contact région du palais dur</i>	57	44	quadrangle linéaire (CONTA173)
<i>contact région palais mou</i>	56	38	quadrangle linéaire (CONTA173)
<i>contact région de la mandibule</i>	185	150	quadrangle linéaire (CONTA173)
Palais dur	470	442	quadrangle linéaire (SURF154)
<i>dont éléments cibles pour contact</i>	420	416	quadrangle linéaire (TARGE170)
Palais mou/pharynx	816	746	quadrangle linéaire (SURF154)
<i>dont éléments cibles pour contact</i>	197	172	quadrangle linéaire (TARGE170)
Mandibule	1 389	1 390	quadrangle linéaire (SURF154)
<i>dont éléments cibles pour contact</i>	46	418	quadrangle linéaire (TARGE170)
Os hyoïde	441	1 344	tétraèdre linéaire (HYPER58)
Muscles insérés sur l'os hyoïde	22	12	ressort (LINK10)
Éléments masse	3	3	masse structurelle (MASS21)
Total maillage	4044	4909	

4.3 Paramètres biomécaniques du modèle du conduit vocal

4.3.1 Modélisation biomécanique des tissus mous de la langue et du plancher buccal

Les mouvements linguaux peuvent engendrer des niveaux de déformation relativement élevés. Napadow *et al.* (1999) ont ainsi montré que lors de mouvements de protraction, la partie antérieure de la langue peut être soumise à des niveaux de déformation atteignant 200% en élongation. Lors de mouvements de rétroflexion, ils ont également mesuré des contraintes de

l'ordre de 160% en compression. Ces données tendent à montrer que l'on doit se placer dans l'hypothèse des grandes déformations. Toutefois, elles ne nous donnent aucune information sur la linéarité ou non-linéarité "mécanique" des tissus linguaux.

Afin de déterminer les propriétés mécaniques de ces tissus, Gérard *et al.* (2005) ont procédé à des tests d'indentation sur une langue prélevée sur une femme de 74 ans. Ces tests ont été effectués dans les 24 heures suivant le décès, afin de limiter la détérioration des tissus.

Les muscles sont constitués de fibres, en toute rigueur leur comportement devrait donc être défini dans la direction des fibres et dans les directions transverses : il faudrait pour cela utiliser une loi de comportement prenant en compte l'orthotropie des structures musculaires. Gérard *et al.* (2005) ont choisi de faire l'hypothèse simplificatrice de l'isotropie. Avec cette hypothèse, les résultats de ces tests ont permis de caractériser le comportement des tissus linguaux à l'aide d'une loi de Mooney-Rivlin à 5 coefficients (Eq. 4.22) simplifiée : on se limite à l'utilisation des termes du premier et troisième invariant du tenseur de Cauchy (tenseur défini Équation 4.4). L'énergie potentielle de déformation peut alors s'écrire :

$$W = c_{10} (I_1 - 3) + c_{20} (I_1 - 3)^2 + \frac{\kappa}{2} (J - 1)^2 \quad (4.35)$$

avec

$$\kappa = \frac{2}{c_{10} (1 - 2\nu)} \quad (4.36)$$

Ce type de matériau est entièrement caractérisé par les coefficients c_{10} et c_{20} , et par le coefficient de Poisson ν .

Dans la modélisation proposée par Gérard *et al.* (2005), $c_{10} = 192$ Pa, $c_{20} = 90$ Pa et $\nu = 0,49$ (les tissus vivants étant principalement composés d'eau, on peut les considérer comme étant des matériaux quasi-incompressibles). Ces valeurs ont été déduites des mesures effectuées (déplacements mesurés en fonction du niveau de force appliqué) avec les hypothèses suivantes. Il est possible de montrer que le module de Young est approximativement égal à $6c_{10}$ pour des petites déformations (Tracqui et Ohayon, 2004), 1 152 Pa dans le cas présent. De plus, pour des petites déformations, le coefficient c_{10} joue un rôle prépondérant : il caractérise donc le comportement du matériau dans sa zone linéaire. Lorsque la compression ou l'élongation du matériau augmente, on sort de la zone linéaire et le comportement du matériau est alors essentiellement caractérisé par le coefficient c_{20} : ce dernier contrôle la non-linéarité du matériau. c_{10} a donc été déterminé dans un premier temps, puis c_{20} , grâce à un processus itératif.

Comme cette loi de comportement a été obtenue à partir de tissus prélevés sur un cadavre, nous avons décidé de l'adapter afin de prendre en compte les différences de comportement qui existent entre des tissus passifs et des tissus appartenant à des muscles actifs. Pour ce faire, nous nous sommes basés sur les mesures in-vivo de rigidité des muscles chez l'homme proposées par Duck (1990). Il mentionne une rigidité de 6,2 kPa pour la position de repos, et une rigidité de 110 kPa lorsque ce même muscle est contracté. Les valeurs obtenues par indentation conduisent à une rigidité beaucoup plus faible (1,12 kPa). La rigidité des tissus passifs prélevés sur un cadavre est connue comme étant plus faible que celle mesurée sur des tissus in vivo, nous avons donc choisi de la modifier. Nous avons décidé de multiplier les coefficients c_{10} et c_{20} par la même valeur afin de conserver le comportement non-linéaire global des muscles en compression et en extension, tout en se rapprochant des valeurs disponibles dans la littérature.

Pour chaque élément appartenant à la langue, trois coefficients doivent être définis : le coefficient de Poisson, c_{10} et c_{20} . Dans le modèle, tous les éléments de la langue ont un coefficient de Poisson égal à 0,499 afin de modéliser un matériau quasi-incompressible. Les coefficients

c_{10} et c_{20} vont dépendre du niveau d'activation du ou des muscles auquel l'élément appartient (la notion d'activation sera définie ci-dessous, Equation 4.39).

Sur chaque muscle, des *macro-fibres* représentant les fibres musculaires sont définies comme une suite de nœuds. Lors de la contraction volontaire ou réflexe d'un muscle, un niveau d'activation A est calculé pour chacune de ces macro-fibres (voir Section 4.5 pour plus de détails). Pour chaque élément e appartenant au maillage de la langue et du plancher buccal, un coefficient k_e , traduisant l'influence de l'activation musculaire sur la loi de comportement, est défini de la manière suivante :

$$k_e = \sum_{m=0}^{\text{nb_muscles}} \sum_{f(m)=0}^{\text{nb_fib}(m)} x(m,f,e) p(m) A(m,f) \quad (4.37)$$

avec $x(m,f,e) = 1$ si l'élément e est relié à la macro-fibre f du muscle m , 0 sinon, $p(m)$ un coefficient défini pour chaque muscle et $A(m,f)$ le niveau d'activation musculaire de la macro-fibre f du muscle m . $p(m)$ a été obtenu en se basant sur le niveau d'activation maximum observé pour chaque muscle lors de simulations.

Pour les éléments passifs ($k_e = 0$), les deux coefficients c_{10} et c_{20} de la loi de comportement original de Gérard *et al.* (2005) sont multipliés par un facteur 5.4 dans le but d'obtenir une rigidité de 6,2 kPa en l'absence de déformation conformément aux valeurs données par Duck (1990) (ce qui donne $c_{10\text{passif}} \approx 1037$ Pa et $c_{20\text{passif}} = 486$ Pa). Pour les éléments actifs, $c_{10\text{passif}}$ et $c_{20\text{passif}}$ sont multipliés par un coefficient égal $1 + k_e$ (valeur bornée afin de conserver des niveaux de rigidité raisonnables).

La Figure 4.22 représente les lois de comportement utilisées pour les tissus linguaux ainsi que le module de Young en fonction du taux de déformation. Les données indiquées correspondent aux valeurs calculées pour une compression (ou extension) uniaxiale. Les valeurs de contraintes et de déformations sont des valeurs conventionnelles (*engineering stress and strain*), c'est-à-dire des mesures définies à partir des longueurs initiales, par opposition aux valeurs rationnelles (*true stress and strain*).

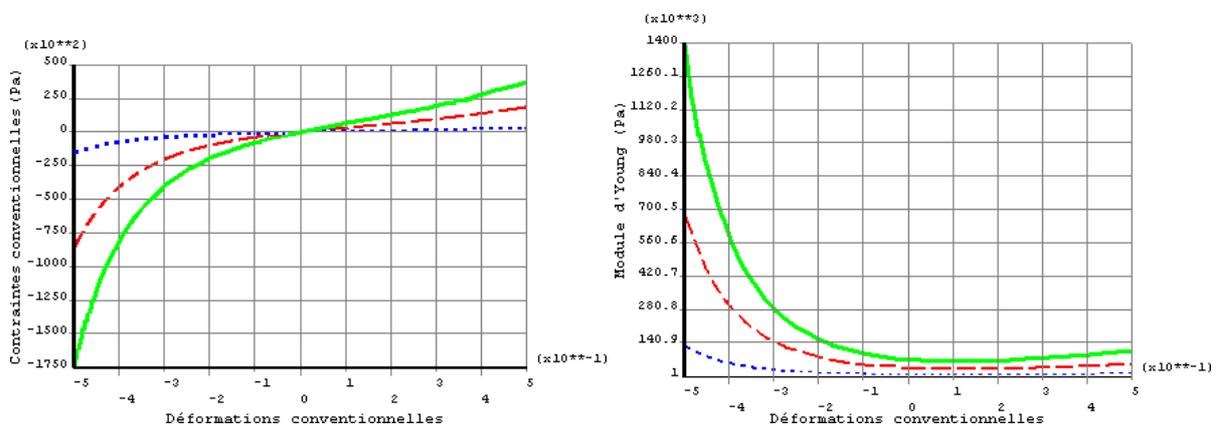


FIG. 4.22 – Loi de comportement et module de Young pour les tissus linguaux. La courbe de gauche représente les contraintes conventionnelles en fonction des déformations conventionnelles, la courbe de droite représente le module de Young correspondant en fonction des déformations conventionnelles. Trois lois de comportements sont données : la loi de comportement pour les tissus passifs (pointillés), la loi menant au niveau de rigidité maximal, c'est-à-dire pour un muscle activé au maximum (traits pleins) et une loi intermédiaire pour un muscle avec une activation modérée (tirets).

Un modèle non-linéaire étant plus coûteux en temps de calcul, nous avons réalisé un ensemble de simulations afin de vérifier a posteriori la nécessité d'une modélisation aussi complexe. Trois types de modèles ont été comparés :

- modèle d'élasticité linéaire (a) (mécaniquement et géométriquement linéaire)
- modèle de Saint Venant-Kirchoff (b) (modèle linéaire en grandes déformations)
- modèle hyperélastique de Mooney-Rivlin (c) (modèle non-linéaire en grandes déformations, utilisé comme référence)

Ces simulations ont permis de montrer :

- des différences de plusieurs millimètres sur les déplacements observés, donc non négligeables à notre échelle, entre le modèle de référence et les modèles (a) et (b).
- des problèmes de convergence plus fréquents avec les modèles (a) et (b). La rigidité n'augmentant pas avec le niveau de déformation, les déformations observées sont plus voire trop importantes, d'où des problèmes de convergence fréquents.
- des temps de calcul en moyenne supérieurs avec le modèle (b) par rapport au modèle (c) (sans doute imputables aux trop grandes déformations).

Ces résultats nous ont confortés dans le choix d'un modèle hyperélastique.

Le dernier paramètre nécessaire pour caractériser les tissus linguaux est la densité ρ_l , que nous avons choisi égale à $1\,040\text{ kg/m}^3$, valeur couramment utilisée pour les tissus vivants (Duck, 1990), ce qui donne une masse de 105 g pour l'ensemble langue et plancher buccal (environ 97 g pour la langue seule).

4.3.2 Autres paramètres biomécaniques du modèle

Les maillages des ensembles mandibule / arcade dentaire inférieure, voûte palatine / arcade dentaire supérieure et ensemble palais mou / parois pharyngées / parois laryngées sont considérés comme des structures rigides et fixes. Il n'est donc pas nécessaire de les caractériser mécaniquement.

L'os hyoïde est considéré comme un corps non déformable, par conséquent nous avons seulement besoin de sa densité ρ_h . Nous avons choisi $\rho_h = 2\,000\text{ kg/m}^3$ conformément à Dang et Honda (2004).

Pour finir, nous avons choisi le même coefficient de rigidité $k_r = 220\text{ N.m}^{-1}$ pour les différents ressorts simulant les actions musculaires sur l'os hyoïde. Ces valeurs permettent de reproduire des amplitudes de déplacement pour l'os hyoïde cohérentes avec les données de Boë *et al.* (2006).

L'ensemble des paramètres biomécaniques est résumé Table 4.2.

TAB. 4.2 – Résumé des paramètres biomécaniques du modèle de conduit vocal (le paramètre p varie pour chaque élément de la langue et dépend du niveau d'activation musculaire).

Langue	Coefficient de Poisson ν	0,499
	1 ^{er} coefficient de Mooney-Rivlin c_{10}	$p \times 192\text{ Pa}$, $p \geq 1$
	2 nd coefficient de Mooney-Rivlin c_{20}	$p \times 90\text{ Pa}$, $p \geq 1$
	Densité ρ_l	$1\,040\text{ kg/m}^3$
Os hyoïde	Densité ρ_h	$2\,000\text{ kg/m}^3$
Ressorts	Raideur k_r	220 N.m^{-1}

4.4 Conditions limites et contacts

4.4.1 Contraintes en déplacements

Un certain nombre de composants du maillage, bien que déformables et/ou mobiles lors de la production de parole, sont considérés comme rigides et fixes dans la modélisation actuelle : l'ensemble mandibule / arcade dentaire inférieure, l'ensemble voûte palatine / arcade dentaire supérieure et l'ensemble palais mou / parois pharyngées / parois laryngées. Nous avons donc imposé un déplacement nul sur l'ensemble des nœuds appartenant à ces maillages, de même que sur les nœuds appartenant aux ressorts à l'exception des nœuds de l'os hyoïde.

Comme la langue possède des insertions sur la face interne de la mandibule, les nœuds de la langue correspondants sont également fixés ; ils sont représentés sur la Figure 4.23 (gauche).

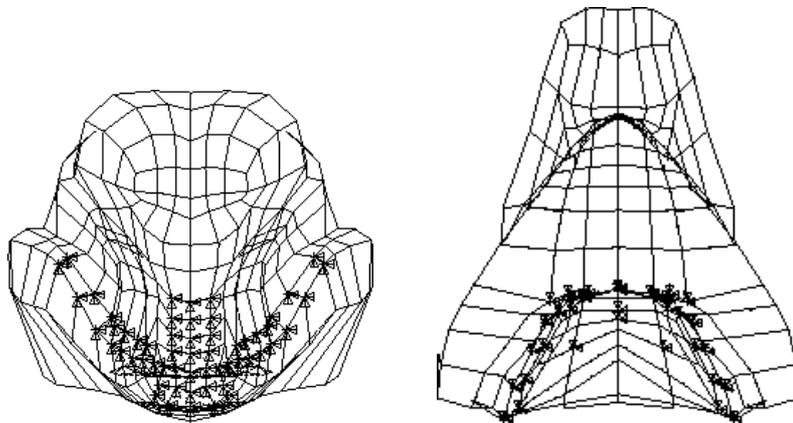


FIG. 4.23 – Nœuds de la langue contraints en déplacement (gauche, vue antérieure) et couplés à l'os hyoïde (droite, vue inférieure). Ces nœuds sont symbolisés par des triangles.

4.4.2 Couplage os hyoïde / langue

De nombreux muscles sont insérés sur l'os hyoïde (Fig. 1.4), ainsi que des ligaments. Dans le modèle nous avons intégré les insertions osseuses des muscles linguaux et du plancher buccal (Fig. 4.24) ainsi que les insertions de quelques muscles supra- et infra- hyoïdiens (Fig. 4.21). L'ensemble os hyoïde / points d'insertions est considéré comme un corps rigide : des équations de contraintes sont automatiquement définies afin d'assurer la rigidité de la région ainsi définie, entraînant une diminution de nombre de degrés de liberté du système.

4.4.3 Contacts entre la langue et les parois du conduit vocal

Lors de la production de parole, la langue entre en contact avec les structures osseuses et molles constitutives du conduit vocal : ces contacts auront un impact important pour la simulation de voyelles et davantage encore pour la production de consonnes.

La résolution des contacts est un problème non-linéaire : les conditions limites vont en effet évoluer en fonction des chargements et, parfois, de la modification des propriétés des surfaces en contact. Afin d'éviter qu'il n'y ait interpénétration des régions en contact, deux méthodes sont couramment utilisées, selon que la détection des contacts se fasse nœud à nœud ou face

à face. Dans le deuxième cas, que nous utilisons dans notre modèle, il est nécessaire de tapisser la surface des maillages en contact potentiel à l'aide d'éléments de contact. Nous utiliserons ici la dénomination Ansys™ qui parle de paires "contact"/"cible", la "cible" étant dans notre cas immobile. La Figure 4.24 représente les couches d'éléments utilisés pour modéliser les contacts entre la langue et l'ensemble voûte palatine/arcade dentaire supérieure, le palais mou et l'ensemble face interne de la mandibule/arcade dentaire inférieure. Les contacts de type langue-langue ne sont pas pris en compte. Le nombre et le type d'éléments utilisés sont indiqués Table 4.1.

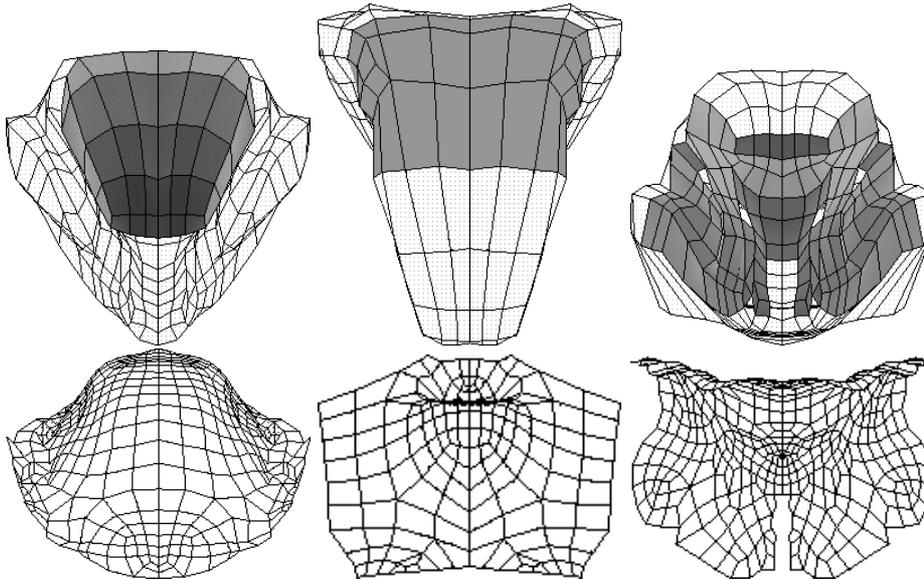


FIG. 4.24 – Zones de contact entre la langue et les différentes parois du conduit vocal. De gauche à droite, contacts entre la langue et l'ensemble voûte palatine/arcade dentaire supérieure (vue antéro-supérieure), le palais mou (vue supérieure) et l'ensemble face interne de la mandibule/arcade dentaire inférieure (vue antérieure). En haut sont représentés les éléments de contact à la surface de la langue, en bas les surfaces cibles.

Lorsque deux surfaces arrivent en contact, le glissement peut se faire avec ou sans frottement. Nous avons décidé d'utiliser un frottement de Coulomb relativement faible, les frottements étant supposés limités du fait de la salive. Les deux surfaces en contact peuvent supporter une contrainte de cisaillement jusqu'à un certain niveau. Pendant cette phase, elles restent "collées" l'une à l'autre : on parle alors d'adhérence. Lorsque la limite est atteinte, elles vont commencer à glisser l'une sur l'autre.

Les contacts sont gérés grâce à une méthode lagrangienne augmentée, méthode itérative qui correspond à une succession de méthodes de pénalité. La méthode de pénalité consiste à introduire des ressorts non-linéaires entre les éléments de contact. La raideur de ces ressorts est appelée "raideur au contact". En l'absence de contact, elle est nulle, et elle augmente lorsque les contacts sont détectés. Les tractions de contact (contraintes de pression et de frottement) sont augmentées durant les itérations d'équilibre de manière à ce que la pénétration finale soit inférieure à la tolérance admise (les paramètres utilisés sont donnés Table 4.3). Cette méthode requiert un nombre supplémentaire d'itérations comparée à une simple méthode de pénalité, en particulier pour des éléments distordus, mais est moins sensible à la valeur de la raideur au contact.

TAB. 4.3 – Paramètres utilisés pour la gestion des contacts entre la langue et les parois internes du conduit vocal. La raideur au contact indiquée correspond au paramètre FKN du logiciel Ansys™ : la raideur “réelle” est proportionnelle à l'épaisseur de l'élément sous-jacent à l'élément surfacique de contact.

Contact de la langue avec :	Interpénétration maximale	Raideur au contact
Palais dur / arcade dentaire supérieure	0,20 mm	0,10
Palais mou	0,15 mm	0,10
Mandibule / arcade dentaire inférieure	0,30 mm	0,10

Sur chaque surface de “contact”, la pénétration peut être détectée soit au niveau des nœuds des éléments, soit au niveau des points d'intégration de Gauss (Figure 4.25), option que nous avons retenue. Cette approche permet d'obtenir des résultats plus justes et évite les problèmes de convergence qui peuvent exister avec l'utilisation des nœuds du maillage. Cependant, le maillage de langue étant encore grossier, en particulier sur le dos de la langue, ce type de détection risque d'être problématique pour la simulation de consonnes palatales ou vélares.

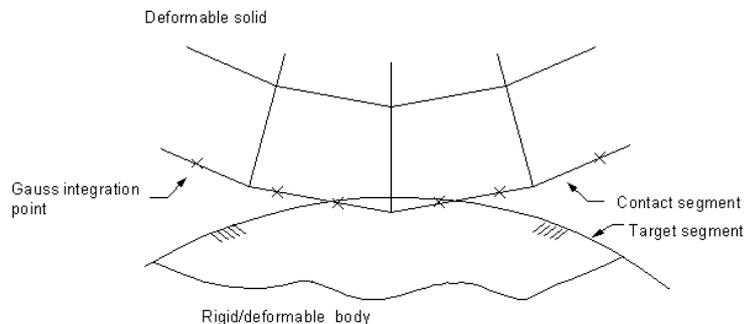


FIG. 4.25 – Localisation des points d'intégration de Gauss utilisés pour détecter les contacts entre deux solides, d'après ANSYS, Inc. (2006a).

4.5 Implémentation d'un modèle de contrôle moteur

Le modèle proposé par Gérard *et al.* (2006); Gérard (2004), dont le modèle actuel est le prolongement, est contrôlé en force : un niveau de force est imposé pour chaque muscle sans prendre en compte la validité physique des commandes musculaires. Dans ce travail, nous nous proposons d'introduire un modèle de contrôle moteur. Une meilleure modélisation plus réaliste augmenterait la fiabilité du modèle de langue et ses capacités de prédiction lors de la simulation d'un acte chirurgical. Le but à long terme de ce projet est également de disposer d'un modèle permettant de mieux connaître les mécanismes mis en jeu lors de la production de parole, et en particulier de pouvoir dissocier l'influence de la mécanique des articulateurs de la parole et celle du contrôle de ces articulateurs lors de la production de parole.

Dans cette section, nous présenterons brièvement quelques éléments sur la structure du muscle squelettique nécessaires à une bonne compréhension des mécanismes mis en jeu lors d'une contraction musculaire, puis nous montrerons le déroulement d'un mouvement très simple, le réflexe d'étirement. Finalement, nous présenterons les principales théories de contrôle moteur, celle que nous avons retenue et la démarche suivie pour l'implémentation.

4.5.1 Le muscle squelettique

Les muscles peuvent être classés en trois catégories : les muscles cardiaques, lisses et squelettiques. Nous nous intéressons ici uniquement aux muscles squelettiques, qui ont la capacité de se contracter ou de se détendre volontairement.

4.5.1.1 La structure du muscle squelettique

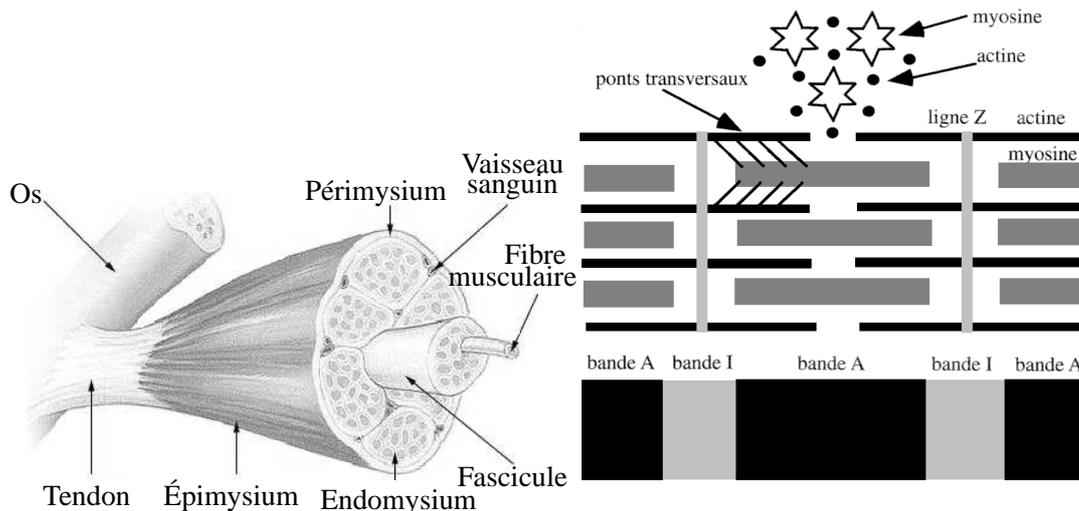


FIG. 4.26 – Structure d'un muscle squelettique (à gauche) et d'une myofibrille (à droite, d'après Latash (2002)).

Organisation du muscle squelettique L'unité de base du muscle squelettique est la fibre musculaire (Fig. 4.26, gauche), cellule unique de forme cylindrique, dont le diamètre est compris entre 10 et 100 μm , entourée d'un tissu conjonctif, l'endomysium. Un muscle peut contenir plusieurs centaines voire plusieurs milliers de fibres musculaires. Parmi ces fibres, on distingue les fibres *extrafusales*, responsables de la production de forces, et les fibres *intrafusales*, qui font partie des fuseaux neuromusculaires (voir ci-dessous). Ces fibres sont réunies en plusieurs faisceaux, ou fascicules, entourés eux aussi d'une couche de tissu conjonctif, le péricymysium. L'ensemble du muscle est entouré d'une gaine de tissu conjonctif, l'épimysium, qui se projette également en avant pour séparer le muscle en compartiments, les fascicules. Pour finir, un fascia, membrane constituée de fibres conjonctives denses, situé en dehors de l'épimysium, entoure et sépare les muscles. Ce fascia est inextensible et va imposer aux muscles une direction particulière de contraction. La plupart des muscles possèdent des insertions osseuses par le biais de tendons, cordages fibreux plus ou moins épais.

Vascularisation La vascularisation des fibres musculaires est assurée par des vaisseaux sanguins qui, après avoir traversé l'épimysium, donnent naissance à un réseau de capillaires qui rejoignent le péricymysium puis l'endomysium. Elle permet d'apporter aux muscles les nutriments et l'oxygène nécessaires à leur fonctionnement.

Innervation L'innervation des muscles se fait par le biais de nerfs dont les prolongements atteignent le péricymysium. À ce niveau, ils se ramifient pour innover les fibres musculaires au niveau des jonctions neuromusculaires, zones où des axones de nerfs moteurs (composés de

neurones moteurs, ou motoneurones) réalisent une synapse avec une fibre musculaire. Lors d'une impulsion nerveuse, cet espace, qui avoisine les 500 Å, est comblé par la libération d'un neurotransmetteur chimique, l'acétylcholine. Ces neurotransmetteurs sont captés par des récepteurs spécifiques, les récepteurs cholinergiques, localisés sur la membrane postsynaptique de la fibre musculaire, ce qui provoque alors une réaction en chaîne conduisant à la contraction des fibres.

Les fibres musculaires ne sont pas activées indépendamment : chaque motoneurone (MN) active simultanément un nombre plus ou moins important de fibres selon les muscles conformément à la loi du tout ou rien. On appelle *unité motrice* l'ensemble formé par un motoneurone, situé dans la moelle épinière, son axone et l'ensemble des fibres musculaires qu'il innerve. On appelle *ratio d'innervation* le nombre de fibres musculaires innervées par un MN (approximativement 10 pour les muscles extraoculaires et 100 pour les muscles de la main). Plus le ratio est petit, plus le contrôle est fin.

Le sarcomère, élément central dans le mécanisme de contraction Chaque fibre musculaire comprend des petites unités fonctionnelles appelées myofibrilles, parallèles entre elles, orientées selon l'axe du muscle. Chaque myofibrille est constituée de myofilaments, parallèles aux myofibrilles, qui sont principalement composés de deux types protéines, l'actine et la myosine. Une visualisation des fibres musculaires au microscope permet de mettre en évidence l'alternance de bandes sombres, les bandes A (anisotropes) et de bandes claires, les bandes I (isotropes). La bande A correspond à la longueur d'un filament de myosine dans un sarcomère, tandis que la bande I correspond à la longueur des filaments d'actine qui ne se superposent aux filaments de myosine. Les bandes I sont entrecoupées par les bandes Z (zwischen, "entre") (Fig. 4.26, droite). Un *sarcomère* correspond au segment entre deux bandes Z voisines. Les sarcomères jouent un rôle central dans le mécanisme de contraction. Les filaments épais de myosine et les filaments fins d'actine sont reliés à intervalles réguliers par des ponts transversaux, dans le prolongement des molécules de myosine. Au cours d'une contraction, les filaments fins et épais conservent leur longueur. Cette observation a servi de base à la théorie des filaments glissants (Huxley, 1957), qui repose sur une interaction cyclique entre les filaments fins et épais, et non en une contraction des filaments. Les têtes de myosine s'attachent sur les molécules d'actine pour former des ponts transversaux ; les têtes de myosine subissent alors une transformation qui résulte en une force exercée sur les filaments fins d'actine. La tension développée par un sarcomère dépend du degré de recouvrement entre filaments fins et filaments épais.

4.5.1.2 Les récepteurs musculaires

Les muscles peuvent être considérés comme des effecteurs : ils reçoivent des signaux électriques, les potentiels d'action, en provenance de motoneurones (MNs) α , signaux électriques afférents qui vont donner naissance à des signaux chimiques. Les muscles transforment alors l'énergie chimique en travail mécanique et en chaleur. De la fréquence des potentiels d'action dans le nerf moteur dépend la force qui sera développée par les muscles.

Les muscles sont munis de récepteurs dont les signaux jouent un rôle fondamental dans les mouvements réflexes et permettent au système nerveux central³ (SNC) d'adapter et de mo-

³Le système nerveux central (SNC) est l'élément du système nerveux comprenant l'ensemble du tissu nerveux formant l'encéphale, situé dans la boîte crânienne et la moelle épinière, située dans le canal rachidien. Il est composé de substance grise, constituée essentiellement du corps de neurones et de cellules gliales et blanches, contenant des fibres nerveuses myélinisées

duler le signal moteur en fonction de l'état du système et de la tâche à accomplir : nous ne mentionnerons ici que les mécanorécepteurs proprioceptifs. Ces récepteurs renseignent sur la configuration spatiale du corps et de ses segments, sur ses mouvements, son équilibre. Parmi ces récepteurs, deux jouent un rôle fondamental dans la théorie de contrôle que nous nous proposons d'utiliser : les fuseaux neuromusculaires et les organes tendineux de Golgi. Ces deux types de mécanorécepteurs sont de *bas seuil* : ils émettent des potentiels d'action pour des niveaux de stimulations très faibles, et sont donc très sensibles.

Les fuseaux neuromusculaires Les fuseaux neuromusculaires sont des structures fusiformes disposées en parallèle avec les fibres extrafusales des muscles. Elles contiennent des fibres musculaires spécialisées, les fibres intrafusales, au nombre de 4 à 8. Des fibres sensibles du groupe Ia, dont les terminaisons sont dites primaires, s'enroulent autour de la partie centrale des fibres intrafusales. Des fibres secondaires II innervent également les fibres intrafusales par l'intermédiaire de branches collatérales : leurs terminaisons sont dites secondaires. Les terminaisons sensibles primaires renseignent sur la longueur du muscle et sa vitesse d'élongation. Les terminaisons secondaires sont sensibles uniquement aux variations de longueur. Cette sensibilité se traduit par une modification de la fréquence des potentiels d'actions émis le long des fibres Ia et II.

Les fuseaux neuromusculaire innervent les MNs α , responsables de la contraction des muscles, à travers les fibres Ia et II. Ils sont innervés par les MNs γ statiques et dynamiques qui modulent leur sensibilité. Les MNs γ statiques modifient la sensibilité des fibres intrafusales aux variations de longueur, alors que les MNs γ dynamiques changent également la sensibilité aux variations de vitesse.

Les organes tendineux de Golgi Les organes tendineux de Golgi sont des récepteurs fusiformes, situés à la jonction du muscle et du tendon, en série avec les fibres musculaires. Ils sont innervés par les fibres afférentes Ib, et renseignent le SNC sur les changements de tension musculaire.

4.5.1.3 Le réflexe d'étirement

Un acte moteur nécessite généralement la coordination de plusieurs muscles. Les circuits synaptiques de la moelle épinière interviennent dans cette coordination, en particulier dans les mouvements réflexes. Les interneurons (INs) y jouent un rôle prépondérant : ces neurones reçoivent et transmettent les messages provenant d'autres neurones.

Nous nous intéressons ici au réflexe d'étirement, qui permet de mettre en évidence les interactions qui existent entre les MNs α , les signaux des fibres afférentes innervant les fibres musculaires et les MNs γ . Ce réflexe est illustré par la Figure 4.27. Cet arc réflexe est l'un des plus simples et intervient lorsqu'un muscle est étiré.

La figure de gauche représente l'état initial du système. À un instant donné, l'équilibre est perturbé (milieu) : l'augmentation de la charge provoque une élongation du muscle agoniste. Les récepteurs fusoriaux réagissent à cette élongation par une augmentation de la fréquence des potentiels d'action des fibres Ia. Les MNs α auxquels ces fibres excitatrices sont reliées sont alors excités, ce qui provoque une contraction du muscle agoniste (droite), de même que celle du muscle synergiste. La force statique développée par le muscle dépend donc de sa longueur (entre autres variables de contrôle). Cet arc réflexe agit comme un système de feedback négatif.

Parallèlement, les fibres Ia forment un arc inhibiteur des MNs α du muscle antagoniste par le biais d'INs, provoquant ainsi une inhibition du muscle antagoniste.

Comme les muscles sont en permanence légèrement étirés, le réflexe d'étirement est à l'origine de la tension qui existe en permanence dans les muscles, même au repos : le tonus musculaire. L'arc du réflexe d'étirement peut être considéré comme une boucle de rétroaction négative : il vise à réduire l'amplitude du stimulus d'origine, dans le cas présent à modifier la longueur du muscle pour tendre vers sa longueur d'origine. De plus, ce type de contrôle est de "bas niveau", c'est-à-dire avec faible implication cognitive et par conséquent rapide.

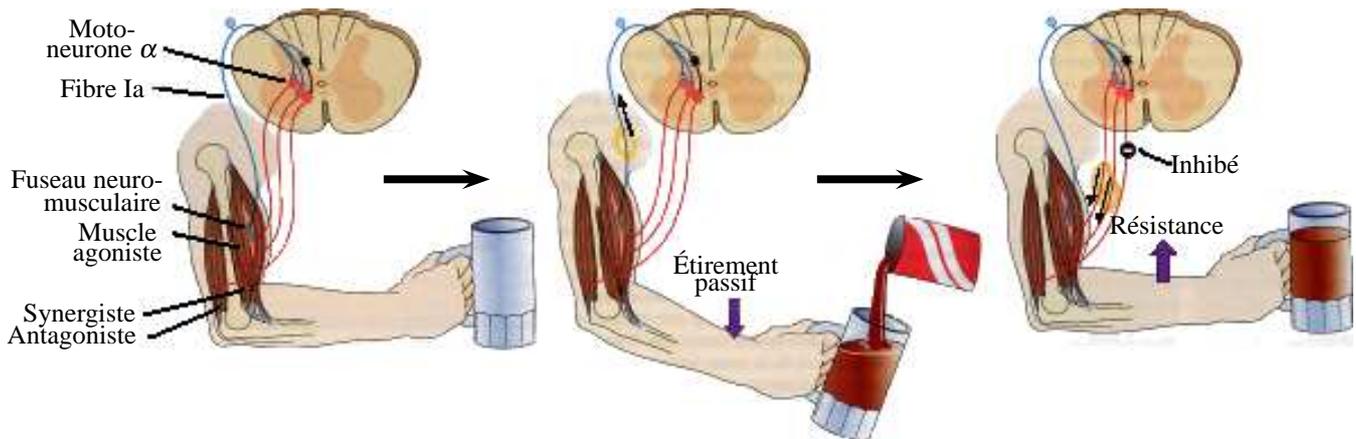


FIG. 4.27 – Illustration du réflexe d'étirement, d'après Purves *et al.* (2005). L'étirement du faisceau neuro-musculaire augmente l'activité des fibres Ia, ce qui provoque une augmentation de la décharge des MNs α , d'où une contraction du muscle agoniste. Parallèlement, les fibres Ia provoquent une augmentation de l'activité du muscle synergiste et une inhibition du muscle antagoniste.

4.5.2 Modélisation du contrôle volontaire de l'activité musculaire via la théorie du point d'équilibre

Les arcs réflexes mettent en jeu des mécanismes assez simples, qui ne permettent d'obtenir que des mouvements simples et stéréotypés. Le contrôle volontaire de l'activité musculaire met en jeu des schémas beaucoup plus complexes et encore mal connus.

De nombreux travaux expérimentaux ont été effectués afin de mieux comprendre le rôle de la commande motrice et sa nature en boucle ouverte ou fermée, le rôle de la proprioception et l'impact des propriétés mécaniques dans le contrôle des muscles. Une partie de ces études portent sur des patients (Marsden *et al.*, 1984) ou des animaux (Bizzi *et al.*, 1982) déafférentés. Elles ont permis de montrer que la commande motrice est en partie effectuée en boucle ouverte, que la perte de la proprioception peut être compensée en partie par l'utilisation d'informations visuelles au prix d'efforts de concentration accrus et que la proprioception joue un rôle fondamental dans la dynamique du mouvement.

Les hypothèses de contrôle moteur sont variées et font l'objet de nombreuses discussions : les variables de contrôle (force, longueur, vitesse, rigidité, ...) utilisées au cours d'un acte moteur sont mal connues (Stein, 1982), de même que le mécanisme global mis en jeu. Toutes ces

théories sont des hypothèses simplificatrices, et aucune ne fait l'unanimité. Nous nous contenterons d'évoquer le modèle de Merton, reposant sur la première hypothèse qui s'est attachée à décrire le mouvement humain en terme de contrôle utilisant des signaux en provenance des systèmes nerveux et musculaires ainsi que l'hypothèse du point d'équilibre.

4.5.2.1 Une première approche fondée sur l'exploitation de servo-mécanismes : le modèle de Merton

Les premières hypothèses de contrôle moteur reposent sur des servo-contrôleurs fonctionnant en boucle fermée. Selon l'hypothèse de Merton (1972), la commande centrale du SNC agit directement sur les MNs γ , modifiant la sensibilité des fuseaux neuromusculaires à l'étirement. Une augmentation de cette commande, et donc de l'activité des MNs γ est interprétée comme un étirement du muscle, et une diminution comme une contraction ; cette modification de l'activité des MNs γ est par conséquent assimilable à un contrôle des muscles en longueur. Selon le mécanisme du réflexe d'étirement décrit ci-dessus, la modification de l'activité des afférences des fuseaux musculaires va induire une modification de l'activité des MNs α responsables de l'activité musculaire. Pour un mouvement en condition isotonique (chargement constant), l'importance de la réponse est liée à la différence entre la longueur "réelle" et la longueur souhaitée. Le mouvement de contraction se poursuit alors jusqu'à l'équilibre, c'est-à-dire lorsque l'activité des fuseaux neuromusculaires est parfaitement adaptée aux charges externes.

Les modèles en boucle fermée, bien que simples, ont très vite montrés leurs limites (Stein, 1982) :

- Une caractéristique importante d'un servo-contrôleur est le délai. Plus ce délai est long, plus les erreurs s'accumulent. Or, des délais incompressibles existent : la combinaison des délais dus aux signaux afférents et efférents peut atteindre 50 à 100 ms (Stein et Oğuztöreli, 1981). Ces délais sont incompatibles avec des mouvements rapides, en particulier dans le domaine de la parole.
- Pour que le servo-contrôleur compense avec précision les modifications de longueurs dues aux sollicitations internes ou externes, il faudrait que le gain des arcs réflexes soit élevé. Les études expérimentales ont montré que le gain de l'arc réflexe d'étirement est faible, donc incompatible avec la théorie de Merton.
- L'hypothèse du servo-contrôleur ne permettrait pas d'assurer la stabilité d'un système dynamique non-linéaire.

D'autres hypothèses basées sur la théorie de Merton ont vu le jour : elles font intervenir l'action combinée des MNs α et γ (on parle de coactivation α - γ), afin de palier aux insuffisances de l'hypothèse du servo-contrôleur. Ces modifications n'ont pas permis de combler les lacunes mentionnées ci-dessus.

Ces différentes observations ont remis en cause la régulation du mouvement par le biais d'un servo-contrôleur et ont ouvert la porte à d'autres théories, en particulier l'hypothèse du point d'équilibre.

4.5.2.2 La théorie du point d'équilibre

Sous l'appellation *théorie du point d'équilibre* se cachent en fait plusieurs modèles, basés sur les travaux originaux de Asatryan et Feldman (1965). Leur point commun est de considérer que le SNC utilise des postures stables pour contrôler les mouvements volontaires. Ces derniers

sont le résultat d'un *déplacement de l'équilibre*, passage d'une posture stable à une autre. Les différentes théories varient sur les mécanismes mis en jeu pour générer ces postures stables.

Le modèle λ de Feldman Comme nous l'avons vu avec le réflexe d'étirement, la force musculaire statique F développée par un muscle dépend de sa longueur l , ainsi que de ses propriétés mécaniques. Cette seule variable n'est pas suffisante pour expliquer le comportement d'un muscle. En effet, des études expérimentales effectuées sur des chats décérébrés (Feldman et Orlovsky, 1972) ont montré que, pour une charge externe donnée, il était impossible d'obtenir des longueurs de muscles différentes, alors que le réflexe d'étirement n'était pas affecté. Ces observations ont montré que le muscle ne se comporte pas comme un ressort linéaire, mais qu'un schéma de contrôle induit des non-linéarités dans la réponse, et que ce contrôle est indépendant de la force F et de la longueur l .

Dans le modèle du point d'équilibre proposé par Feldman *et al.* (Feldman, 1986; Feldman et Latash, 2005), le niveau d'activité musculaire est modulé par une commande centrale λ , spécifiée par le SNC :

$$F = f(l - \lambda) \quad (4.38)$$

où λ correspond au seuil du réflexe d'étirement ; il correspond au point d'origine d'un cadre de référence pour le recrutement positionnel des MNs (Feldman et Levin, 1995). Tant que la longueur du muscle est inférieure à ce seuil, le muscle n'est pas activé. Une fois ce seuil atteint, le potentiel de membrane du MN sur lequel s'applique le contrôle atteint le seuil de décharge, ce qui permet son recrutement. Au delà du seuil λ , la dépolarisation des MNs s'effectue, donnant ainsi naissance à une activité EMG, donc à la force musculaire.

La relation entre la force musculaire F et la longueur du muscle pour une commande centrale λ donnée est appelée *caractéristique invariante* (Fig. 4.28). Pour un couple commande / charge externe fixé, le muscle est à l'équilibre à une certaine longueur : la combinaison de la force et de la longueur du muscle à l'équilibre est appelée *point d'équilibre*. Pour une commande donnée, une modification de la charge externe va induire une modification du niveau d'activité musculaire via le réflexe d'étirement, et par conséquent une nouvelle longueur du muscle par la modification du point d'équilibre. La force développée ne dépend donc pas uniquement de la seule commande motrice. De plus ce modèle accorde une place prépondérante aux informations proprioceptives.

Lors d'un mouvement volontaire, la modification de la commande λ (ou changement de cadre de référence positionnel) permet de passer d'une caractéristique invariante à une autre (Fig. 4.28). La variable λ est une variable de contrôle indépendante : une modification de la charge externe permet de se déplacer le long d'une caractéristique invariante, mais seule l'intervention du SNC permet de changer de caractéristique invariante. Le nouveau point d'équilibre dépend des conditions du mouvement : isotonique (charge constante), isométrique (longueur du muscle constante) ou élastique. La modification de la commande centrale correspond à une combinaison équilibrée de signaux centraux efférents affectant les MNs α et γ , ainsi que les INs (Fig. 4.29). Le modèle λ implique que l'évolution temporelle des variables cinématiques, dynamiques ou EMG qui caractérisent le mouvement n'est pas programmée de manière explicite mais est uniquement la conséquence de l'interaction entre la commande motrice, les propriétés réflexes et mécaniques du muscle ainsi que les charges externes.

L'avantage de ce modèle comparé au modèle de Merton est qu'il ne nécessite pas un gain infini de l'arc réflexe. Dans le modèle λ , les influences efférentes peuvent affecter les MNs α et/ou γ pour commander le mouvement. Par conséquent, la commande centrale ne spécifie ni

une longueur ni une force, mais un seuil pour le réflexe d'étirement. Seule la caractéristique invariante est précisée : la pente de cette courbe étant modérée, le réflexe d'étirement n'a pas à suivre une certaine longueur musculaire ; il emmène le système vers une position d'équilibre dépendante des charges externes.

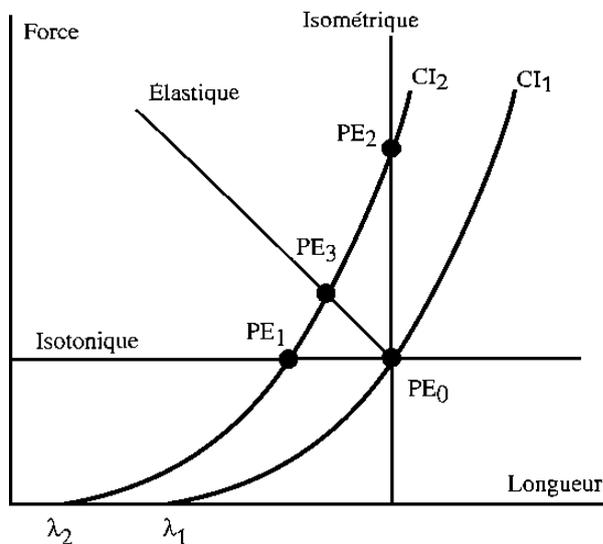


FIG. 4.28 – Modèle λ du point d'équilibre : représentation des caractéristiques invariantes (CI) d'un muscle pour les commandes motrices λ_1 et λ_2 . Soit PE_0 le point d'équilibre (PE) du muscle. Selon la nature de la contraction (isotonique, isométrique ou élastique), le passage de λ_1 à λ_2 entraîne un déplacement du PE en PE_1 , PE_2 ou PE_3 . D'après Latash (2002).

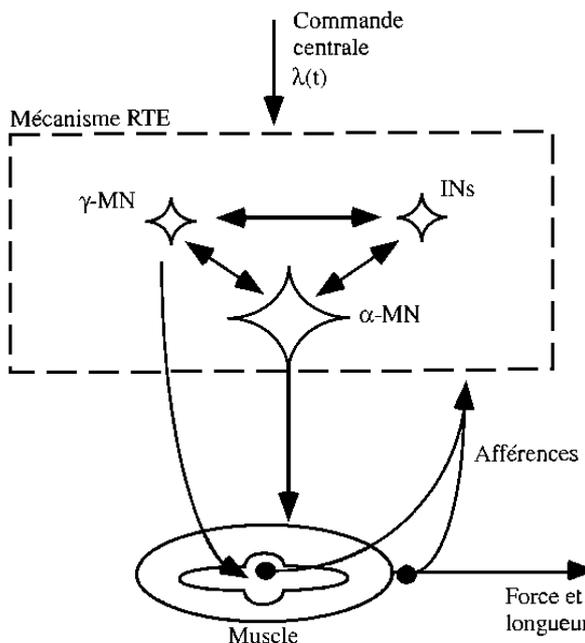


FIG. 4.29 – Modèle λ du point d'équilibre : la commande centrale $\lambda(t)$ consiste en une combinaison de signaux efférents agissant à la fois sur les MNs α et γ et les INs. Le mécanisme du réflexe tonique d'étirement (RTE) intègre les signaux afférents et efférents pour assurer le contrôle du muscle. D'après Latash (2002).

Considérons maintenant le cas d'une articulation avec un couple de muscles agoniste et antagoniste (Levin *et al.*, 1992). Les commandes centrales peuvent être généralisées en introduisant deux nouvelles variables : une commande réciproque R et une commande de coactivation C , qui correspondent aux deux types de changement de cadre de référence positionnel pour les muscles agoniste et antagoniste, et vont agir de concert lors du mouvement. Les commandes centrales pour ces muscles sont égales à $\lambda = R \pm C$. Une modification de la commande R correspond à un déplacement du point d'équilibre, modifiant le moment articulaire en condition isométrique ou l'angle de l'articulation pour un mouvement isotonique, car les seuils λ se déplacent alors dans le même sens. En conditions isométriques, la commande C agit sur l'augmentation de la rigidité nette de l'articulation, les seuils d'activation variant de manière opposée pour les muscles agoniste et antagoniste. La version du point d'équilibre de Feldman permet donc de contrôler à la fois la position et la rigidité de l'articulation, de manière totalement indépendante. Ce principe de contrôle peut être étendu à des mouvements pluriarticulaires (Feldman *et al.*, 1999).

Le modèle λ du point d'équilibre a permis de reproduire, au cours de simulations, certaines caractéristiques des mouvements réels (St-Onge *et al.*, 1997; Gribble et Ostry, 2000), en particulier la réalisation de trajectoires par des commandes centrales changeant la position d'équilibre proches des trajectoires réelles.

Une adaptation : le modèle α de Bizzi La deuxième théorie majeure basée sur la notion de point d'équilibre est le modèle α (Bizzi *et al.*, 1982, 1992). Alors que le feedback de bas niveau joue un rôle central dans le modèle λ , le modèle α repose essentiellement sur les propriétés élastiques des muscles.

Cette théorie repose sur des observations effectuées sur l'apport des informations proprioceptives chez le singe (Polit et Bizzi, 1979; Bizzi *et al.*, 1982) : les études ont porté sur la trajectoire de l'avant-bras lors de la réalisation de tâche visuo-motrices simples. Les animaux devaient réaliser des tests de pointages, le bras sanglé à une attelle, restreignant le mouvement à un seul degré de liberté, celui de flexion-extension de l'avant-bras par rapport au coude. Les mouvements de pointage des singes étaient effectués et analysés avant et après une déafférentation bilatérale au niveau des racines dorsales C2-T3, supprimant ainsi les signaux afférents en provenance des membres supérieurs. Malgré la déafférentation, les singes restaient capables de pointer la cible avec précision.

Les auteurs ont déduit de ces expériences que le SNC contrôle le mouvement en spécifiant, avant le début du mouvement, le point d'équilibre final désiré. Ce point constitue l'attracteur à atteindre pour les muscles. Aucune connaissance sur la position initiale du muscle et aucune spécification ne semblent nécessaires pour atteindre la cible désirée. Bizzi *et al.* ont donc proposé que les commandes centrales étaient pré-programmées, dans le but d'atteindre une posture stable et que les retours proprioceptifs n'étaient pas utilisés pour ce type de mouvement (les mécanismes réflexes sont ici supposés jouer un rôle mineur contrairement au modèle λ). Bizzi *et al.* ont proposé que le contrôle porte sur l'activation des MNs α , donc sur la rigidité des muscles. Ce modèle suppose que les propriétés élastiques des muscles jouent un rôle essentiel.

Polit et Bizzi (1979) ne nient pas l'importance des retours proprioceptifs pour le contrôle du mouvement : lorsque le membre supérieur subissait un déplacement inattendu avant le début du mouvement, les résultats des tests de pointage étaient particulièrement affectés après déafférentation, contrairement à la situation avant déafférentation. Selon les auteurs, les afférences proprioceptives jouent un rôle important dans la réalisation de mouvements appris comme les mouvements de pointage et ce rôle se situe probablement au niveau de l'adaptation des programmes moteurs appris correspondants.

4.5.3 Génération de la trajectoire

Nous venons de voir les mécanismes mis en jeu par les modèles λ et α pour contrôler l'activité musculaire. Toutefois, il nous reste à voir quelle sera la trajectoire du point d'équilibre au cours du temps, en d'autres termes comment les commandes centrales évoluent selon les auteurs. Nous reviendrons tout d'abord sur une approche plus classique interprétant la génération d'un mouvement par la minimisation d'une contrainte fonctionnelle, avant d'introduire la notion de trajectoire virtuelle, la combinaison entre minimisation d'un coût et trajectoire virtuelle étant également possible.

4.5.3.1 Génération d'un mouvement par la minimisation d'une contrainte fonctionnelle

Un mouvement donné, tel un mouvement de pointage, peut généralement être effectué d'une infinité de manières possibles : on peut considérer que le corps humain est un système géométriquement et dynamiquement redondant. Or les études expérimentales ont montré que les mouvements des membres supérieurs présentent des caractéristiques invariantes. Différentes théories

ont donc émergé pour expliquer la procédure suivie par le SNC pour sélectionner un mouvement particulier. L'idée consiste à faire intervenir une contrainte fonctionnelle afin de réduire le nombre de mouvements possibles : le mouvement sélectionné est celui qui va permettre d'optimiser un critère décrivant l'objectif du mouvement, c'est-à-dire de minimiser une fonction de coût. Parmi les critères envisagés figurent la minimisation du taux de variation de l'accélération, le jerk (Nelson, 1983; Flash et Hogan, 1985), de l'énergie dépensée (Alexander, 1997), du taux de variation du couple de force au niveau des articulations (Uno *et al.*, 1989) ou encore de l'effort musculaire (Lan, 1997). L'hypothèse de minimisation du jerk permet par exemple de contrôler les mouvements des membres supérieurs de telle sorte que ces mouvements soient le plus lisses possible dans le repère extrinsèque de la tâche, et a permis de rendre compte des profils de vitesse en cloche observés lors de tests de pointage chez le singe (Plamondon, 1995). Les modèles basés sur la minimisation d'un paramètre nécessitent des calculs complexes.

4.5.3.2 Génération d'un mouvement par la définition d'une trajectoire virtuelle

Une notion importante lors de la génération d'un mouvement est celle de la *trajectoire virtuelle*, proposée pour la première fois par Hogan (1985) : cette trajectoire, planifiée dans le référentiel de l'espace de travail sous la forme d'une trajectoire d'un point d'équilibre virtuel respectant une contrainte géométrique, est régie par le SNC. Au cours du mouvement, la position virtuelle définie par les activations musculaires diffère généralement de la position réelle. Elle représente la position vers laquelle les activations musculaires instantanées déplacent les segments du corps humain. La question est alors de savoir quels sont les éléments pris en compte par le SNC pour définir cette trajectoire virtuelle.

Cette hypothèse a été reprise sous différentes formes (Flash, 1987; Katayama et Kawato, 1993; Feldman *et al.*, 1999). Les critères qui régissent les trajectoires virtuelles peuvent intégrer la minimisation d'une contrainte fonctionnelle, par exemple le jerk, qui est une contrainte purement cinématique (Flash, 1987).

Dans la méthode proposée par Ostry *et al.* (Ostry et Munhall (1994) pour les mouvements de la mandibule, Feldman *et al.* (1990, 1999) pour les mouvements mono et pluri-articulaires, St-Onge *et al.* (1993) et Flanagan *et al.* (1993) pour les mouvements du bras) et basée sur le modèle λ , le déplacement du point d'équilibre se fait à vitesse constante d'une cible à une autre, sans minimisation sur la trajectoire de quelque critère que ce soit. St-Onge *et al.* (1993) ont ainsi cherché à modéliser des mouvements plus ou moins rapides du coude lors de tests de pointage. Ils ont testé le modèle λ avec deux hypothèses concernant le mode de variation des commandes motrices : la première consistait à faire varier la commande à vitesse constante (schéma sous forme de rampe), la seconde en une variation rapide de la commande en direction de la position finale, suivie par des allers-retours de la commande dont la valeur finale correspondait à la position cible (schéma en forme de N). La première hypothèse était cohérente avec les données cinématiques et EMG expérimentales quelle que soit la vitesse du mouvement alors que le second schéma était incompatible avec les caractéristiques cinématiques des mouvements rapides. D'après ces expériences, le décours temporel de chaque commande motrice peut donc être représenté à l'aide d'une fonction linéaire par morceau. De plus, le lissage des trajectoires émerge des propriétés élastiques du système : aucun critère supplémentaire n'est à spécifier. L'avantage de cette trajectoire virtuelle est qu'elle s'élabore facilement ; il est inutile pour le SNC de résoudre un problème de dynamique inverse.

4.5.4 Implémentation du modèle λ du point d'équilibre

La théorie de contrôle retenue est celle du modèle λ du point d'équilibre (Feldman, 1986). Cette théorie semble très intéressante pour la production de la parole : un modèle de contrôle moteur basé sur la notion de cible permet en effet de faire le lien entre les unités phonologiques et les cibles physiques qui sous-tendent les signaux vocaux (Perrier *et al.*, 1996a,b).

Ce modèle a déjà été implémenté sur un modèle bidimensionnel de langue (Payan, 1996; Payan et Perrier, 1997; Perrier *et al.*, 2003) et a permis de générer des mouvements dont les propriétés cinématiques étaient pertinentes avec des signaux acoustiques perceptivement corrects. Nous nous proposons d'appliquer cette approche à notre modèle tridimensionnel.

Mise en équations du modèle λ du point d'équilibre L'implémentation choisie pour la méthode du point d'équilibre suit l'approche proposée par Laboissière *et al.* (1996) et reprise par Payan (1996). Soit un muscle de longueur $l(t)$. Selon cette approche, l'activation musculaire A est donnée par la relation :

$$A = [l(t-d) - \lambda(t) + \mu \dot{l}(t-d)]^+ \quad (4.39)$$

$$\text{avec } [x]^+ = \begin{cases} x & \text{si } x \geq 0 \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

avec μ un coefficient d'amortissement, d le délai du réflexe d'étirement et \dot{l} la dérivée première de la longueur, soit la vitesse d'élongation.

La notion d'activation musculaire peut être associée au recrutement des MNs. Tant que l'activation A est nulle, aucun signal n'est généré. Une valeur nulle correspondant au seuil de décharge permettant le recrutement des MNs. Au delà de ce seuil, la dépolarisation des MNs s'avère possible : plus A est élevé, plus la fréquence de décharge des MNs est élevée.

L'activation croît lorsque le seuil d'activation diminue, et décroît lorsqu'il augmente. De plus, la relation entre l'activation et la longueur du muscle est non-linéaire, en raison de la présence d'un terme d'amortissement fonction de la vitesse d'élongation.

Le paramètre μ caractérise la dépendance entre le réflexe d'étirement et la vitesse d'élongation musculaire. Le niveau d'amortissement serait probablement contrôlé par le SNC via les MNs γ dynamiques. Pour un muscle donné, il devrait donc pouvoir varier au cours du temps. Pour des raisons de simplicité, il est ici considéré comme étant constant.

Le paramètre d prend en compte les délais du réflexe d'étirement correspondant aux temps de propagation des signaux électriques pour parcourir l'arc réflexe auxquels s'ajoutent les délais synaptiques et les temps d'intégration de ces signaux au niveau des INs.

La force musculaire active \tilde{M} est donnée par la relation suivante :

$$\tilde{M} = \max \left[\rho \left(\exp^{cA(t)} - 1 \right), \rho \right] \quad (4.40)$$

avec c un paramètre de forme, et ρ un facteur lié à la capacité de génération passive de force du muscle.

Cette fonction exponentielle assure le lien entre la force active et l'activation musculaire, et est à mettre en relation avec la notion de caractéristique invariante (CI). Elle est cohérente avec le principe de la taille de Henneman (Henneman *et al.*, 1965), qui régit l'ordre d'activation des MNs en fonction de leur taille : au cours d'une activité motrice de plus en plus puissante, les

MNs sont recrutés suivant l'ordre de leur taille, les petits MNs, c'est-à-dire les MNs innervant un faible nombre de fibres musculaires, étant toujours recrutés avant les grands.

Le paramètre c est une mesure du gradient de recrutement des MNs.

Implémentation et paramètres

Modélisation des fibres musculaires Dans notre maillage de langue, le calcul de la force musculaire est réalisé pour des *macro-fibres*. Les fibres musculaires, trop nombreuses, ne sont pas individualisées dans le modèle. A la place, nous définissons des macro-fibres, qui représentent des groupes de fibres musculaires, sous forme de suites de nœuds appartenant au muscle modélisé. Elles sont au nombre de 6 à 54 selon les muscles (Table 4.4) : leur nombre dépend de la taille des éléments du maillage. La Figure 4.30 représente ces macro-fibres pour les différents muscles du maillage.

TAB. 4.4 – Nombre de macro-fibres par muscle

GGp	GGm	GGa	Sty	HG	Vert	Trans	IL	SL	GH	MH
18	6	9	18	20	54	51	8	22	10	28

Choix des paramètres Pour chaque fibre, le calcul de la force musculaire nécessite de définir cinq paramètres : le seuil d'activation $\lambda(t)$, le coefficient d'amortissement μ , la capacité à générer des forces ρ , le facteur de forme c et le délai du réflexe d'étirement d .

Dans la version actuelle du modèle, nous définissons un seuil d'activation par muscle (trois pour le génio-glosse divisé en une partie antérieure, médium et postérieure). La meilleure solution consisterait à regrouper les fibres par ensembles d'unités motrices dépendantes. Malheureusement, l'innervation de la langue est mal connue. Quelques travaux existent sur la localisation des unités motrices sur la langue : Sokoloff (2000) pour les travaux sur les unités motrices de muscle longitudinal chez le rat ou Mu et Sanders (2000) qui citent par exemple l'existence de fibres musculaires du génio-glosse chez le chien comportant plusieurs plaques motrices, mais ces travaux sont rares. Pour l'instant le nombre de commandes musculaires nécessaires pour contrôler la langue et les fibres qu'elles concerneraient n'est pas connu. Nous faisons la supposition que chaque muscle est contrôlé de manière indépendante. Soit λ_m le seuil d'activation pour un muscle m , $r_{m,\max}$ la longueur de la plus longue fibre au repos, et f une fibre de m de longueur $r_{m,f}$. Alors, le seuil d'activation $\lambda_{m,f}$ pour cette fibre f est égale à :

$$\lambda_{m,f} = \frac{r_{m,f}}{r_{m,\max}} \lambda_m \quad (4.41)$$

Le calcul de la force musculaire nécessite de connaître la capacité de chaque muscle à générer des forces. Pour un muscle fusiforme, nous pouvons considérer, en première approximation, que cette capacité est liée au nombre de fibres qui le composent, donc à sa section transversale (nous négligeons par conséquent les propriétés individuelles des fibres, comme leur type ou leur longueur). La tension maximale est supposée égale à 22 N.cm^{-2} . Les valeurs utilisées sont basées sur les travaux de Payan (1996) pour les muscles de la langue et de van Eijden *et al.* (1997) pour les muscles du plancher buccal. Ces valeurs ont ensuite été adaptées à notre modèle. La valeur retenue pour le transversalis a été obtenue en estimant la section transversale moyenne

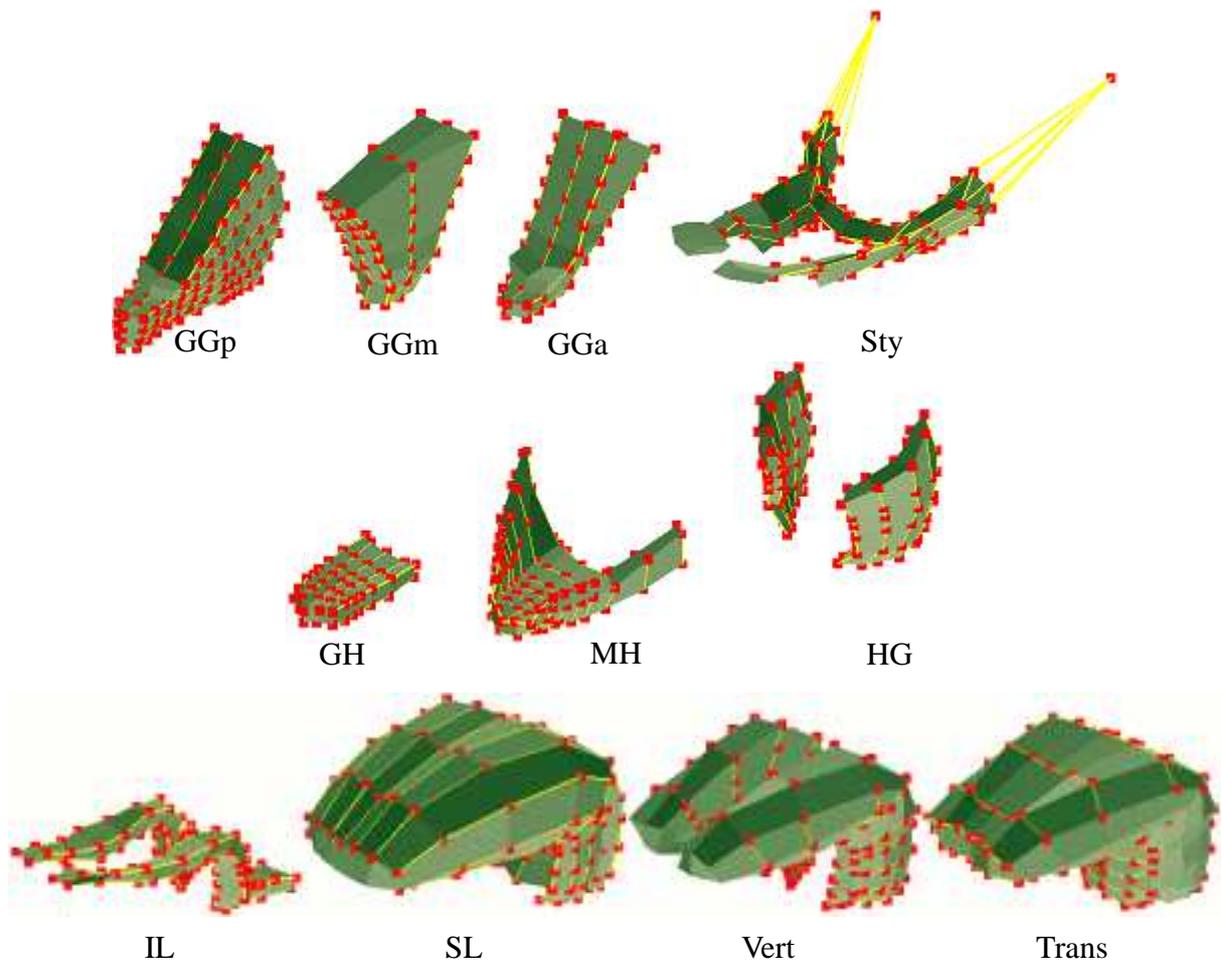


FIG. 4.30 – Visualisation des macro-fibres pour les muscles de la langue (vue oblique).

du muscle dans notre modèle et en prenant en compte la présence de fibres d'autres muscles entrelacées avec celles du transversalis. Le Tableau 4.5 résume les paramètres utilisés pour les muscles de la langue et du plancher buccal.

La force musculaire étant calculée pour chaque macro-fibre, la force globale associée à chaque muscle est répartie entre les différentes macro-fibres, proportionnellement au volume qu'elles entraînent.

TAB. 4.5 – Capacité de génération de forces des principaux muscles de la langue (paramètre ρ)

	GGp	GGm	GGa	Sty	HG	Vert	Trans	IL	SL	GH	MH
Aire (mm ²)	182	64	59	109	250	268	273	41	86	80	177
ρ (N)	40	14	13	24	55	59	60	9	19	17,5	39

Le paramètre de forme c utilisé par Payan et Perrier (1997) était basé sur les travaux de Feldman et Orlovsky (1972) réalisés sur le muscle gastrocnemius du chat : $c = 0,112 \text{ mm}^{-1}$. Il est supposé identique pour l'ensemble des muscles et constant. La Figure 4.31 représente la valeur normalisée de la force musculaire \tilde{M}/ρ en fonction de $p = \lambda l$, pour différentes longueur de fibres. Une longueur de 2 cm pourrait représenter une fibre du verticalis, une longueur de 12 cm une fibre du transversalis. La vitesse d'élongation est considérée comme nulle, ce qui

correspond par exemple au début d'un mouvement vers une cible. On s'aperçoit alors qu'une faible variation de la commande motrice peut être à l'origine d'une modification très importante de la force musculaire. Dans le cas d'une fibre de 12 cm, une commande λ équivalent à 96% de la longueur du muscle est déjà à l'origine d'une saturation de la force musculaire. De forts niveaux de force sont donc générés, et sont à l'origine de variations de longueurs rapides, ce qui déstabilise d'autant plus le système.

Les simulations réalisées avec $c = 0,112 \text{ mm}^{-1}$ ont donné lieu à un système instable. C'est pourquoi nous avons décidé de modifier ce paramètre : les simulations effectuées nous ont amené à diminuer cette valeur qui a été choisie égale à $c = 0,040 \text{ mm}^{-1}$. La Figure 4.31 représente les mêmes données que la courbe précédente, mais avec ce nouveau paramètre. Dans ce cas et pour une fibre de 12 cm, la saturation n'intervient que pour une commande λ équivalent à 85% de la longueur du muscle.

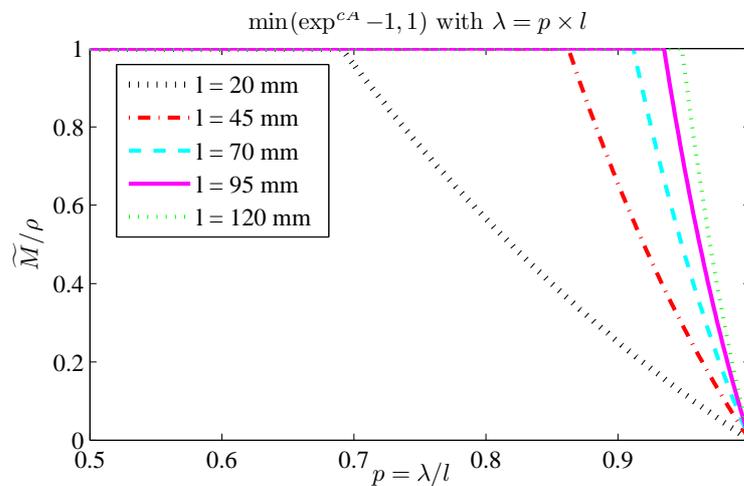


FIG. 4.31 – Valeur normalisée de la force musculaire \tilde{M}/ρ en fonction de $p = \lambda \times l$, pour différentes longueurs de fibres, avec un facteur de forme $c = 112 \text{ m}^{-1}$.

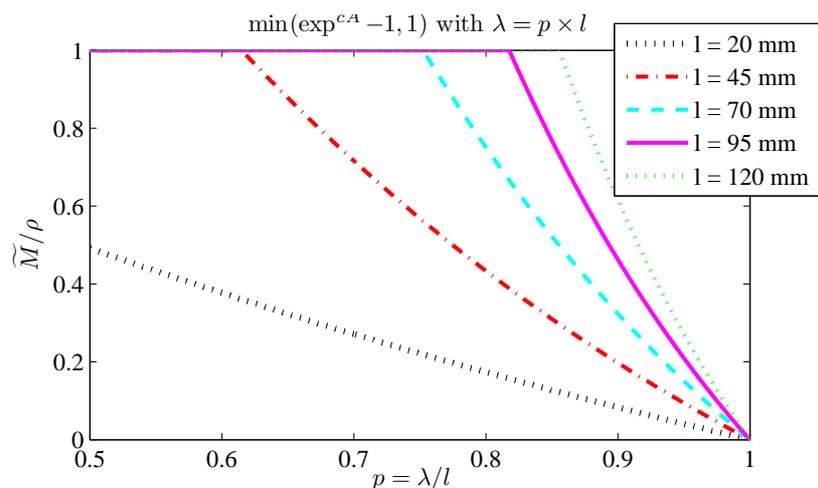


FIG. 4.32 – Valeur normalisée de la force musculaire \tilde{M}/ρ en fonction de $p = \lambda \times l$, pour différentes longueurs de fibres, avec un facteur de forme $c = 40 \text{ m}^{-1}$.

Le délai d du réflexe d'étirement est de l'ordre de 10-20 ms. Pour la modélisation de la

mandibule, Laboissière *et al.* (1996) proposent un délai 10 ms, Sanguineti *et al.* (1998) un délai 15 ms. Nous avons choisi un délai égal à 17 ms, conformément aux données de Ito *et al.* (2004). Les simulations effectuées pour des valeurs comprises entre 5 ms et 20 ms ont montré que la valeur de d dans cet intervalle avait un impact limité sur la solution finale : la trajectoire est légèrement différente selon la valeur choisie, les pics de vitesse, d'accélération ou les niveaux de forces maximums augmentent lorsque le délai augmente, mais le choix de cette valeur ne semble pas critique.

Le coefficient μ est un coefficient d'amortissement. Généralement, la notion d'amortissement est reliée à la régulation de la force en fonction de la vitesse. Ici, il caractérise la dépendance qui existe entre le seuil λ et la vitesse d'élongation. μ est considéré, par simplicité, comme étant constant et identique pour l'ensemble des muscles, même s'il semble contrôlé centralement par l'activation des MNs γ dynamiques. Il a été choisi égal à 0,01 s afin d'assurer la stabilité du système, suite à de nombreuses simulations.

4.6 Modélisation dynamique

Nous avons successivement décrit la discrétisation du maillage (Section 4.2), les propriétés mécaniques de ses constituants (Section 4.3), les conditions limites (Section 4.4) et le modèle de contrôle moteur implémenté (Section 4.5). Avant de pouvoir passer à la résolution des équations du mouvement, il nous reste à définir le chargement appliqué sur le système ainsi que le type d'amortissement, aspects de la modélisation qui seront présentés dans cette section. Le lecteur pourra trouver des informations sur la méthode de résolution en Annexe A.

4.6.1 Définition des forces actives développées par les muscles

4.6.1.1 Théorie des filaments glissants

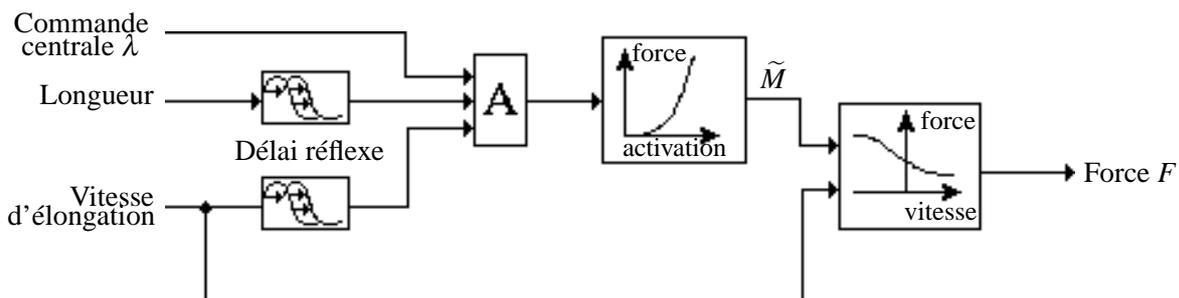


FIG. 4.33 – Diagramme représentant le calcul des forces musculaires. Les longueurs et vitesses représentent les longueurs et vitesses d'élongation des fibres musculaires, le délai correspond au délai du réflexe tonique d'étirement.

Dans la section 4.5.4, nous avons défini la force musculaire \tilde{M} développée par un muscle en fonction de ses caractéristiques et de la commande musculaire λ . La force totale F développée par un muscle (voir Figure 4.33) est donnée par la relation suivante :

$$F = \tilde{M} \left(f_1 + f_2 \arctan \left(f_3 + f_4 \frac{\dot{l}}{r} \right) + f_5 \frac{\dot{l}}{r} \right) \quad (4.42)$$

avec

$$\begin{aligned} f_1 &= 0,7109 & f_2 &= 0,712 \\ f_3 &= 0,43 & f_4 &= 0,4444 \text{ s} \\ f_5 &= 0,0329 \text{ s} & r &= \text{longueur du muscle au repos} \end{aligned}$$

Le rapport F/\tilde{M} est représenté Figure 4.34.

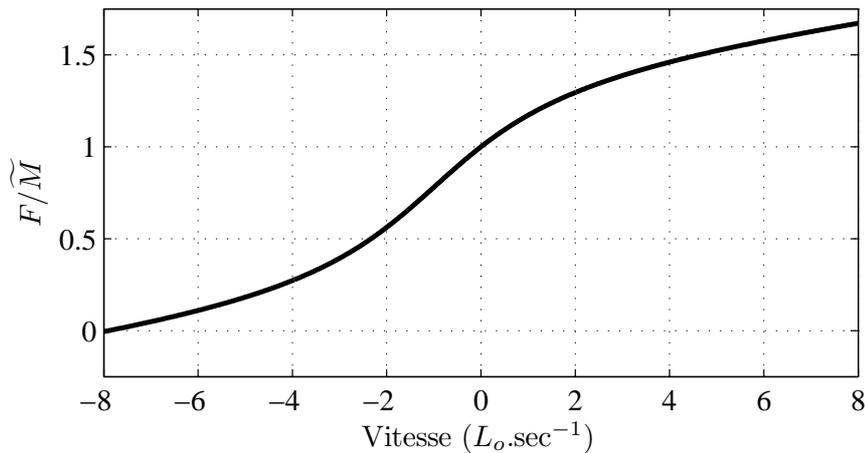


FIG. 4.34 – Courbe représentant le ratio force totale générée sur force musculaire en fonction de la vitesse normalisée par rapport à la longueur au repos du muscle.

La force \tilde{M} est multipliée par un coefficient permettant de prendre en compte la dépendance entre la vitesse de contraction d'un muscle et la force qu'il développe, comme stipulée par la théorie des filaments glissants de Huxley (1957). Ses études ont montré que pour un muscle donné, la force exercée dans des conditions excentriques (avec élongation du muscle) était toujours supérieure à la force maximale isométrique, elle-même étant toujours supérieure à la force concentrique (avec raccourcissement du muscle). Les forces maximales développées en conditions excentriques seraient dues à la mobilisation des tissus non contractiles du muscle pendant la phase de pré-étirement du muscle.

Payan et Perrier (1997) se sont basés sur des données portant sur des muscles dits rapides, le muscle tibial antérieur du chat, afin de déterminer la courbe force-vitesse qui pourrait caractériser les muscles linguaux. Les relations force-vitesse sont généralement obtenues lors d'expérience au cours desquelles le muscle effectue une contraction unique (secousse musculaire) avec des niveaux de charges variables. Le pic de vitesse de raccourcissement du muscle est alors enregistré. Les valeurs sont donc obtenues en conditions concentriques. Payan et Perrier (1997) ont alors approximé cette courbe à l'aide de la sigmoïde donnée Équation 4.42, conformément aux travaux de Laboissière *et al.* (1996). Les paramètres utilisés sont basés sur les paramètres de Payan et Perrier (1997), bien que très légèrement différents.

Dans ce modèle, trois paramètres vont donc participer à l'amortissement du système : μ , f_4 et f_5 .

4.6.1.2 Application des forces : la méthode des forces réparties

L'application des forces déterminées par l'Équation 4.42 se fait selon la méthode des forces réparties conformément aux travaux de Payan et Perrier (1997) : sur chaque macro-fibre les forces sont appliquées de telle sorte qu'elles permettent de raccourcir les fibres correspondantes, lorsque l'une des deux extrémités de la macro-fibre au moins est libre, et d'aligner ses nœuds. L'algorithme de résolution de l'équation du mouvement est un algorithme itératif. Les forces à appliquer sur chaque macro-fibre dépendent des coordonnées des nœuds du maillage, de leur vitesse et des commandes musculaires. Elles sont mises à jour à chaque pas de temps. Soit F la force développée par une macro-fibre à l'instant t_n .

- Sur les nœuds à l'extrémité de la fibre, une force de norme F en direction du nœud voisin est appliquée, contribuant ainsi au raccourcissement du muscle.
- Pour les nœuds internes, deux vecteurs forces de norme F sont appliqués, un en direction de chaque nœud voisin. Soit \vec{F}_{tot} la résultante. Cette force permet d'aligner les nœuds de la macro-fibre. \vec{F}_{tot} s'annule lorsque les nœuds sont alignés.

Le principe des forces réparties est illustré Figure 4.35.

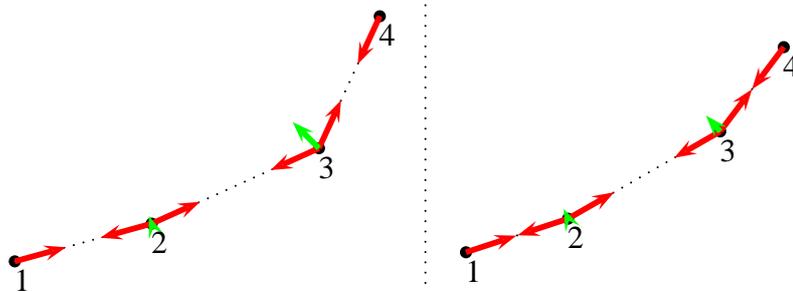


FIG. 4.35 – Illustration du mécanisme des forces réparties sur une macro-fibre composée de 4 nœuds. À gauche, en début de contraction, à droite en cours de contraction. Sur les nœuds extérieurs 1 et 4 représentant les extrémités de la fibre, une force d'intensité F est appliquée dans la direction de la fibre, vers l'intérieur du muscle. Sur les nœuds intérieurs 2 et 3 sont représentés les deux vecteurs forces agissant sur chaque nœud et leurs résultantes. La norme de la résultante diminue avec l'alignement des nœuds, jusqu'à devenir nulle lorsque les nœuds sont parfaitement alignés.

En plus des forces appliquées sur les nœuds telles que décrites dans cette section, l'influence de gravité sur la déformation des tissus est prise en compte. Elle est implémentée sous forme d'une accélération gravitationnelle de norme égale à $9,81 \text{ m.s}^{-2}$. L'étape de pré-traitement étant entièrement réalisée, nous pouvons passer à la phase de résolution. Nous décrirons tout d'abord le type d'amortissement que nous avons choisi, puis l'approche utilisée pour résoudre les équations du mouvement.

4.6.2 Amortissement structural

Comme mentionné Section 4.1.2.6, l'équilibre dynamique après assemblage des matrices élémentaires peut s'écrire :

$$\mathbf{M} \vec{\ddot{q}} + \mathbf{C} \vec{\dot{q}} + \mathbf{K} \vec{q} = \vec{F} \quad (4.43)$$

avec \vec{q} le vecteur des déplacements nodaux, \mathbf{M} la matrice de masse, \mathbf{C} la matrice d'amortissement, \mathbf{K} la matrice de rigidité et \vec{F} le vecteur chargement.

On fait l'hypothèse d'un amortissement proportionnel : la dissipation d'énergie, répartie de manière homogène sur l'ensemble du système étudié, est liée à la vitesse des particules et à leur accélération. On utilise l'hypothèse simplificatrice de Rayleigh, qui considère que la matrice d'amortissement \mathbf{C} peut être découpée en deux termes, le premier étant proportionnel à la matrice de masse \mathbf{M} , le deuxième à la matrice de rigidité \mathbf{K} , tel que :

$$\mathbf{C} = \alpha_R \mathbf{M} + \beta_R \mathbf{K} \quad (4.44)$$

avec α_R et β_R les coefficients de proportionnalité de Rayleigh. Cet amortissement est dit visqueux proportionnel découplé.

Il est possible de montrer (Bathe, 1982) que le facteur d'amortissement critique ξ_i pour un mode propre i de pulsation ω_i , défini comme le rapport amortissement à la pulsation ω_i sur amortissement critique peut s'écrire :

$$\xi_i = \frac{1}{2} \left(\frac{\alpha_R}{\omega_i} + \beta_R \omega_i \right) \quad (4.45)$$

Le terme en α_R participe essentiellement à l'amortissement des basses fréquences, tandis que le terme en β_R a un impact plus fort sur les hautes fréquences.

La fréquence modale basse de la langue est supposée de l'ordre de 10 Hz. Nous cherchons donc à déterminer des coefficients α_R et β_R tel que ξ_0 soit proche de 1, c'est-à-dire de l'amortissement critique, aux alentours de 10 Hz, tout en assurant la stabilité du système.

Nous avons choisi $\alpha_R = 40 \text{ s}^{-1}$ et $\beta_R = 0,03 \text{ s}$. La Figure 4.36 donne le facteur d'amortissement critique en fonction de la fréquence sur la plage [1, 20] Hz pour les paramètres retenus. Le système est légèrement suramorti dans le domaine de fréquences qui nous intéresse, et augmente brutalement pour des fréquences faibles, plus lentement pour des fréquences élevées.

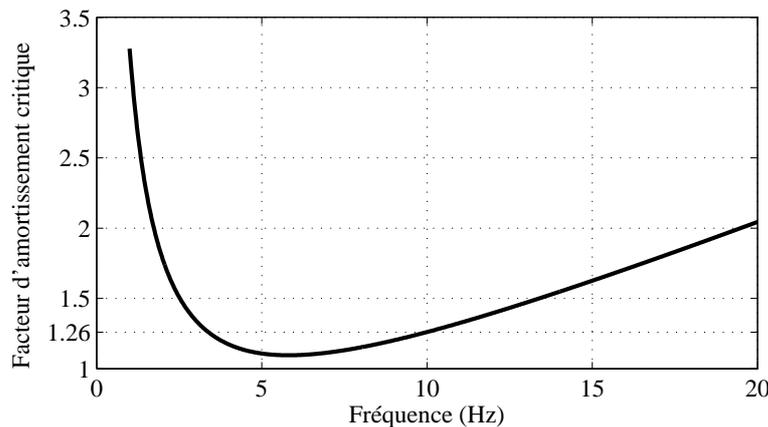


FIG. 4.36 – Rapport amortissement sur amortissement critique en fonction de la fréquence pour $\alpha_R = 40 \text{ s}^{-1}$ et $\beta_R = 0,03 \text{ s}$.

Ce facteur d'amortissement est extrêmement important pour pouvoir obtenir des résultats fiables en dynamique. En effet, les données articulatoires obtenues à l'aide d'un articulographe électromagnétique (EMA) donnant les courbes de vitesse de points à la surface de la langue lors de transitions vocaliques se présentent le plus souvent sous forme de courbes de vitesse en cloche. Les simulations ont montrées qu'une augmentation de l'amortissement (tests avec

les couples $(\alpha_R, \beta_R) = (6,22 \text{ s}^{-1}, 0,11 \text{ s})$ ou $(\alpha_R, \beta_R) = (10 \text{ s}^{-1}, 0,07 \text{ s})$, Figure 4.37) modifiait considérablement ces courbes de vitesse : la phase d'accélération est alors beaucoup plus courte qu'attendue et la phase de décélération plus longue avec des pics de décélération trop faibles en valeur absolue. La Figure 4.38 donne un exemple de vitesses et d'accélération obtenues lors de l'activation du GGp pour un nœud au niveau de l'apex dans le plan médiosagittal. Les valeurs utilisées semblent cohérentes avec les données EMA généralement observées (voir Ostry et Munhall (1985) pour des exemples de mouvements linguaux).

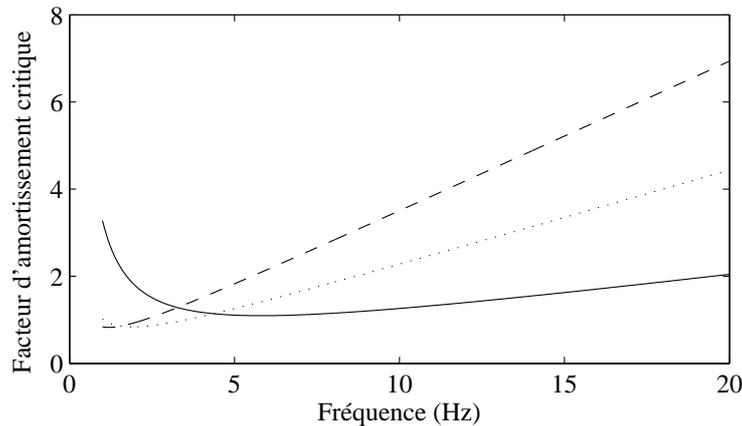


FIG. 4.37 – Facteur d'amortissement ξ en fonction de la fréquence pour $(\alpha_R, \beta_R) = (40 \text{ s}^{-1}, 0,03 \text{ s})$ (traits pleins), $(\alpha_R, \beta_R) = (10 \text{ s}^{-1}, 0,07 \text{ s})$ (pointillés) et $(\alpha_R, \beta_R) = (6,22 \text{ s}^{-1}, 0,11 \text{ s})$ (tirets).

4.6.3 Temps de calcul

Les temps de calcul indiqués ci-dessous ont été obtenus avec le logiciel ANSYSTM11.0 sous Windows XP Professional SP2 avec un Pentium IV (CPU de 3,00 GHz et 1,00 Go de RAM).

Avec une mise à jour des forces nodales toutes les millisecondes et un pas de temps identique, les temps de calcul nécessaires pour un mouvement de 100 ms sont de l'ordre 40 minutes à 1 heure. Entre 50 et 70 % du temps de calcul correspond à la résolution des équations différentielles, selon le nombre d'itérations nécessaires (convergence plus lente, contacts entre la langue et les autres structures, déformations plus ou moins importantes). 6 à 10 % du temps de calcul sont utilisés pour déterminer les longueurs des macro-fibres et leur vitesse d'élongation, 5 à 8 % pour le calcul et l'application des forces nodales (hors calcul de longueurs et de vitesses) et 20 à 30 % pour la mise à jour des paramètres biomécaniques des tissus linguaux.

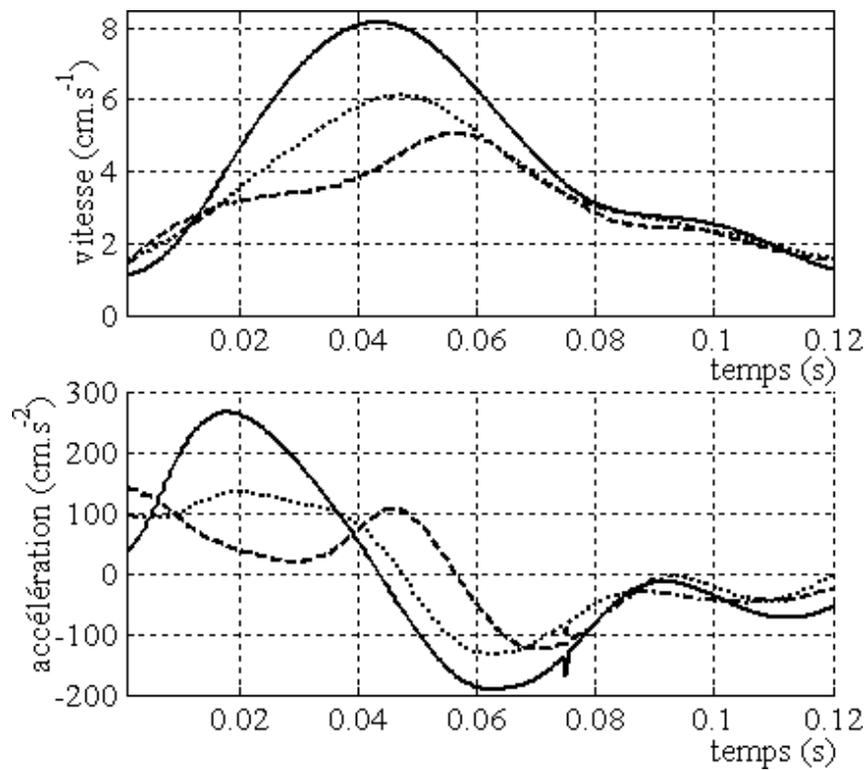


FIG. 4.38 – Impact des coefficients d’amortissement sur la vitesse et l’accélération. Trois jeux de coefficients ont été testés : $(\alpha_R, \beta_R) = (40 \text{ s}^{-1}, 0,03 \text{ s})$ (traits pleins), $(\alpha_R, \beta_R) = (10 \text{ s}^{-1}, 0,07 \text{ s})$ (pointillés) et $(\alpha_R, \beta_R) = (6,22 \text{ s}^{-1}, 0,11 \text{ s})$ (tirets). Les vitesses et accélérations correspondent aux valeurs simulées pour un nœud au niveau de l’apex dans le plan médiosagittal, lors de l’activation du GGp.

Synthèse acoustique des voyelles

Ce chapitre décrit la méthode utilisée pour valider sur le plan acoustique les simulations effectuées. Nous nous concentrerons essentiellement sur la démarche effectuée pour extraire la filière aérienne. Le lecteur pourra consulter l'ouvrage de Johnson (2003) pour une introduction à l'acoustique phonétique.

5.1 Principe général

La production des voyelles peut être considérée comme la combinaison d'une source d'énergie sonore (le larynx) modulée par une fonction de transfert (filtre) déterminée par la forme du conduit vocal supralaryngé. Ce modèle est appelée théorie *source-filtre* pour la production de parole. Elle requiert la connaissance de la forme du conduit vocal, de la glotte jusqu'aux lèvres, et si nécessaire des cavités nasales.

Une approximation largement répandue pour définir la forme du conduit vocal consiste à utiliser une série de tubes cylindriques, qui peuvent être de section et de hauteur variable (Fant, 1960). Dans le cas des voyelles orales, le conduit vocal peut être modélisé par un tube droit de section circulaire $A(x,t)$, avec x variant de la glotte aux lèvres, t le temps. Cette fonction est la *fonction d'aire* du conduit vocal. Si l'on fait l'hypothèse d'une propagation unidimensionnelle des ondes acoustiques, la fonction d'aire contient toutes les informations nécessaires pour caractériser le filtre. Les crêtes spectrales du spectre acoustique sont appelées *formants* : ils correspondent en première approximation aux fréquences de résonances des tubes utilisés pour modéliser le conduit vocal, qui peuvent être de type *quart d'onde* et ses multiples entiers impairs (cavité avec une extrémité ouverte et l'autre fermée), *demi-onde* et ses multiples entiers (cavité dont les deux extrémités sont ouvertes) ou de Helmholtz (cavité de dimension importante débouchant sur une section très étroite) (voir Apostol (2001) pour une discussion de ces concepts). Ils seront notés F_i dans les chapitres suivants (F_0 pour la fréquence fondamentale, F_i pour le i^{e} formant).

Un exemple de modèle à 2 tubes est donné Figure 5.1 pour la voyelle /a/ (Stevens, 1989) : dans cette représentation, la cavité arrière a une section A_b très inférieure à celle de la cavité avant. Les fréquences de résonances de ces deux tubes sont des fréquences quart d'onde : les

résonances de l'ensemble dépendent des longueurs l_b et l_f ($l_b + l_f = l_{\text{tot}}$, la longueur totale du conduit vocal). Pour une cavité arrière très courte, la fréquence de résonance la plus basse est affiliée à la cavité avant, et inversement pour une cavité avant très courte. Selon le ratio A_b/A_f le couplage entre les deux cavités sera plus ou moins marqué et les affiliations formants-cavités plus ou moins fortes.

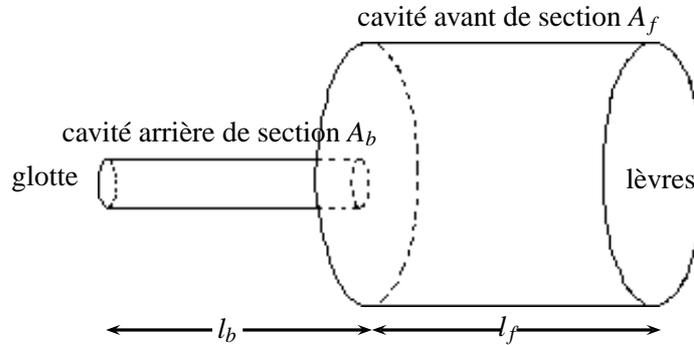


FIG. 5.1 – Un modèle à 2 tubes du conduit vocal utilisé pour représenter la voyelle /a/.

La modélisation du conduit vocal à l'aide de tubes cylindriques ne se limite pas à la partie orale mais peut comporter des dérivations afin de représenter les cavités nasales ou les sinus piriformes, sillons latéraux de l'hypopharynx.

5.2 Détermination de la fonction d'aire du conduit vocal

Le calcul de la fonction d'aire à partir des coordonnées des points du maillage est réalisé à l'aide du logiciel Matlab™.

Le calcul des fonctions d'aire se fait généralement à partir d'une fonction sagittale décrivant la forme du conduit vocal dans le plan médiosagittal. Le passage de la fonction sagittale à la fonction d'aire, c'est-à-dire d'une description 2D à une description 3D du conduit vocal, se base généralement sur le modèle α - β initié par Heinz et Stevens (1965). Selon ce modèle, la section $A(x)$ du conduit vocal, avec x la coordonnée mesurée le long de la ligne médiane partant de la glotte, est calculée d'après $A(x) = \alpha h(x)^\beta$ où $h(x)$ est la distance mesurée des surfaces mobiles aux surfaces rigides du conduit vocal dans le plan médiosagittal, α et β des coefficients à déterminer. La fonction d'aire obtenue n'est alors qu'une approximation de la fonction d'aire réelle et nécessite de calculer des paramètres qui sont spécifiques au locuteur. Les coefficients α et β ne sont généralement pas constants pour l'ensemble du conduit vocal : ce dernier est tout d'abord subdivisé en un nombre variable de régions selon les auteurs (larynx, oropharynx, vélum, ...) et les coefficients α et β sont calculés pour chaque région (Perrier *et al.*, 1992; Beautemps *et al.*, 1995; Soquet *et al.*, 2002).

Cette méthode est beaucoup plus simple que de calculer directement la fonction d'aire, d'autant plus que les coefficients ont déjà été déterminés pour notre locuteur de référence PB (Beautemps *et al.*, 1995), mais elle reste imprécise comme le souligne par exemple Perrier *et al.* (1992). De plus, elle pose le problème d'adaptabilité du modèle d'un locuteur à un autre. Nous proposons donc ici de travailler directement sur la fonction d'aire, facile à adapter à un nouveau locuteur (seule la grille est à redéfinir) et permettant d'exploiter au mieux la forme tridimensionnelle de la langue et des autres structures.

Avant de passer au calcul de la fonction d'aire, la surface de la langue est lissée à l'aide de 35 splines cubiques naturelles, afin de mieux détecter les constriction (Fig. 5.2). Nous faisons

l'hypothèse que le maillage est suffisamment fin pour que les valeurs calculées pour les déplacements nodaux soient fiables, et donc exploitables. Toutefois, la représentation des arrêtes sous formes de segments linéaires est trop grossière lors des calculs d'intersection ; un lissage permet d'améliorer les résultats obtenus.

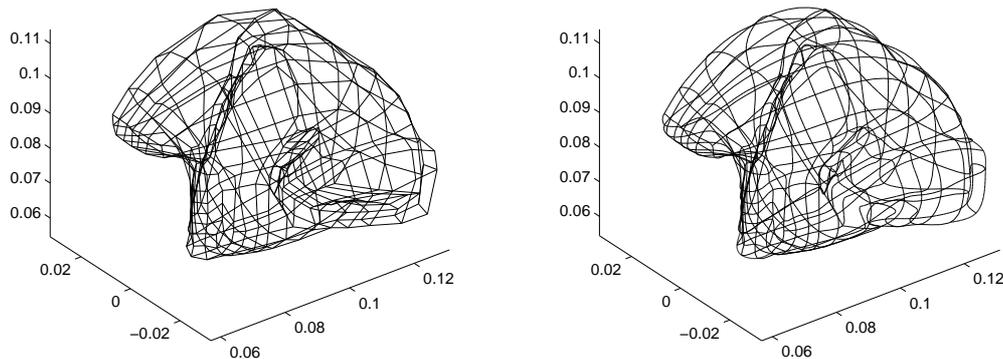


FIG. 5.2 – Approximation des arrêtes des éléments à la surface de la langue par des splines naturelles cubiques. À gauche : le maillage d'origine avec arrêtes rectilignes, à droite : remplacements des arrêtes par des splines. Vue antérieure oblique pour la position neutre.

5.2.1 Définition d'une grille 3D semi-polaire

Les intersections entre les différents articulateurs et un ensemble de plans perpendiculaires au plan sagittal, orientés selon une grille 3D semi-polaire inspirée des travaux de Maeda (1979a), ont alors été utilisées pour extraire la filière aérique. L'orientation des plans de coupe a été réalisée à partir de la position au repos de la langue. Le but est alors de définir des plans de coupe les plus orthogonaux possibles à la propagation des ondes acoustiques. Ces plans ont été définis à partir de la ligne médiane du conduit vocal dans le plan médiosagittal. La grille utilisée comporte 3 parties (Fig. 5.3) :

- la première comportant des plans parallèles équidistants, allant de la glotte jusqu'à la partie haute de l'oropharynx. L'espace entre deux plans est de 0,48 mm.
- une partie radiale de plans régulièrement espacés qui couvre la partie haute du pharynx et la zone vélaire
- une seconde série de plans parallèles équidistants, couvrant une zone s'étendant du voile du palais jusqu'aux lèvres. L'espace entre deux plans est de 0,37 mm.

En première approximation, la grille utilisée est la même quelle que soit la voyelle étudiée.

5.2.2 Délimitation des surfaces

Les intersections sont calculées indépendamment pour chaque articulateur et l'espace délimité par ces articulateurs approximé à l'aide d'une spline naturelle cubique. Les approximations suivantes ont dû être effectuées pour déterminer ces surfaces :

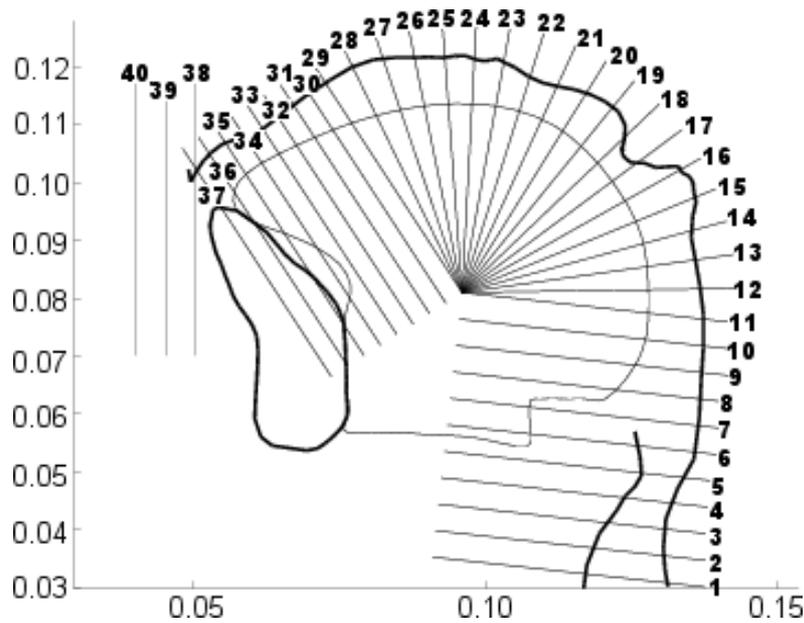


FIG. 5.3 – Plans de coupe utilisés pour déterminer la forme du conduit vocal. Vue en coupe dans le plan médiosagittal (échelle en mètres).

- la partie interne des joues n'étant pas modélisée, les surfaces déterminées dans les zones palatale et alvéolaire sont délimitées latéralement par la face distale des dents (surface la plus éloignée de la ligne médiane de l'arcade dentaire).
- les muscles constricteurs du pharynx ne sont pas modélisés : les aires sont donc grossièrement délimitées. Une largeur maximale est définie pour chaque surface (points P_{\min} et P_{\max} sur la courbe d'intersection plan / pharynx). La distance entre les parois pharyngées et la surface de la langue est calculée. En présence de contact langue / parois pharyngées, la délimitation est immédiate. Dans le cas contraire les points L_{\min} et L_{\max} sur la courbe d'intersection plan / langue les plus proches de P_{\min} et P_{\max} sont utilisés pour déterminer les limites latérales de la surface relative à la langue.
- les cavités sublinguales, lorsqu'elles existent, ne sont pas comptabilisées pour le calcul des aires.
- lors de la production de parole, le larynx remonte lorsque le pharynx se contracte, entraînant une diminution de longueur de ce dernier pouvant atteindre 3 cm. Dans notre modèle, les parois pharyngées et le larynx sont rigides. Par conséquent, les aires calculées pour les plans 1 à 6 sont constantes quelle que soit la simulation effectuée.
- les lèvres ne sont pas modélisées : elles sont donc représentées par un cylindre unique, dont la longueur et la section représentent respectivement la protrusion et l'ouverture labiale.

5.2.3 Distances inter-plans

Outre le calcul des surfaces à l'intersection de chaque plan de coupe, la détermination d'une fonction d'aire requiert la distance séparant deux plans de coupe. Nous avons choisi de calculer la distance séparant les centres de gravité de deux surfaces successives. Cette distance peut être assimilée à la distance moyenne parcourue par les ondes acoustiques entre deux plans consécutifs.

La fonction d'aire finale est constituée de tubes de longueurs variables alors que le modèle acoustique utilisé nécessite une fonction constituée de tubes de longueurs identiques. Une nouvelle fonction dérivant de la première est donc construite pour satisfaire ce critère.

5.2.4 Exemple de fonction d'aire

Les Figures 5.4 et 5.5 présentent les résultats obtenus à partir de la position neutre. Les lèvres sont ici représentées par un cylindre de longueur 1 cm et de section 1 cm².

La Figure 5.4 (gauche) représente la forme de la langue dans la position neutre ainsi que la ligne médiane du conduit vocal reliant les centres de gravité des différentes surfaces. La fonction d'aire est donnée à droite : en position neutre, la longueur totale du conduit vocal avoisine les 17 cm. Les variations d'aire sont limitées et aucune constriction n'est visible, ce qui est caractéristique d'une position neutre. Sur la Figure 5.5 sont dessinées les surfaces obtenues par intersection des plans de coupe et des articulateurs de la parole, selon la numérotation indiquée Figure 5.3.

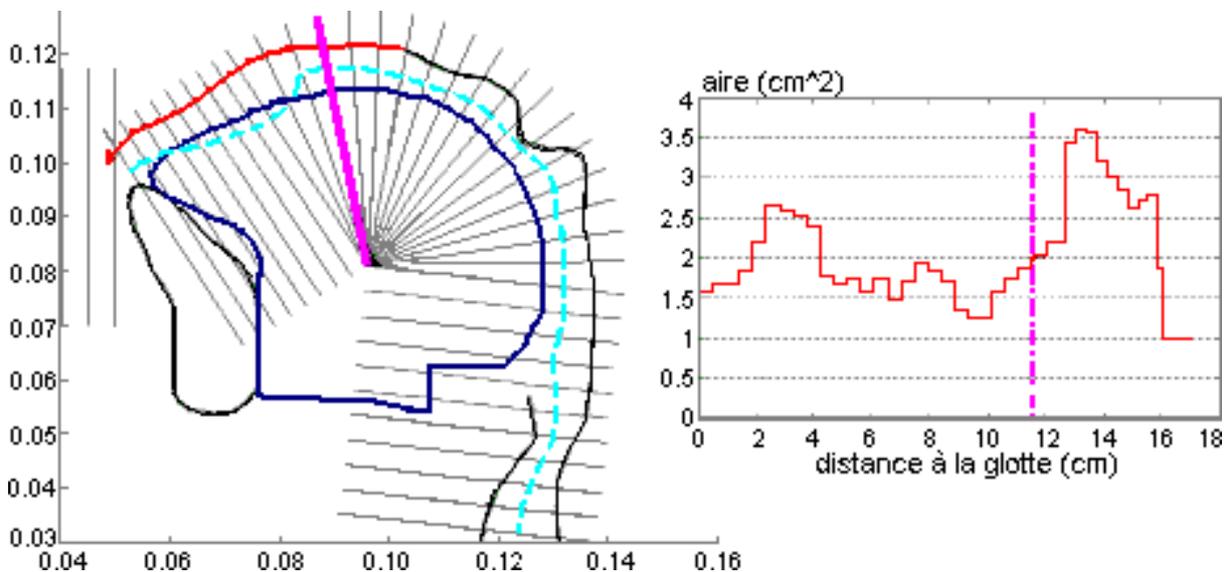


FIG. 5.4 – Exemple de fonction d'aire déterminée pour la position neutre de la langue. A gauche : la forme de la langue dans le plan médiosagittal, les plans de coupe et la ligne médiane du conduit vocal (ligne discontinue) [distances en mètres]. A droite : la fonction d'aire [distances en cm, aires en cm²].

5.3 Modèle acoustique utilisé

Le modèle acoustique utilisé a été implémenté par Claire Brutel-Vuilmet au sein du département Parole et Cognition de Gipsa-Lab. Actuellement, le traitement porte sur des fonctions d'aire constantes dans le temps.

La majorité des approches en production de la parole, dont l'approche utilisée, se fondent sur la théorie de l'acoustique linéaire, sur une propagation des ondes sonores à une dimension et sur une approximation des non-linéarités. L'hypothèse d'une propagation unidimensionnelle et parfaitement plane des ondes acoustiques constitue une assez bonne approximation pour des fréquences peu élevées (jusqu'à quelques kHz) puisque le diamètre du conduit vocal est faible

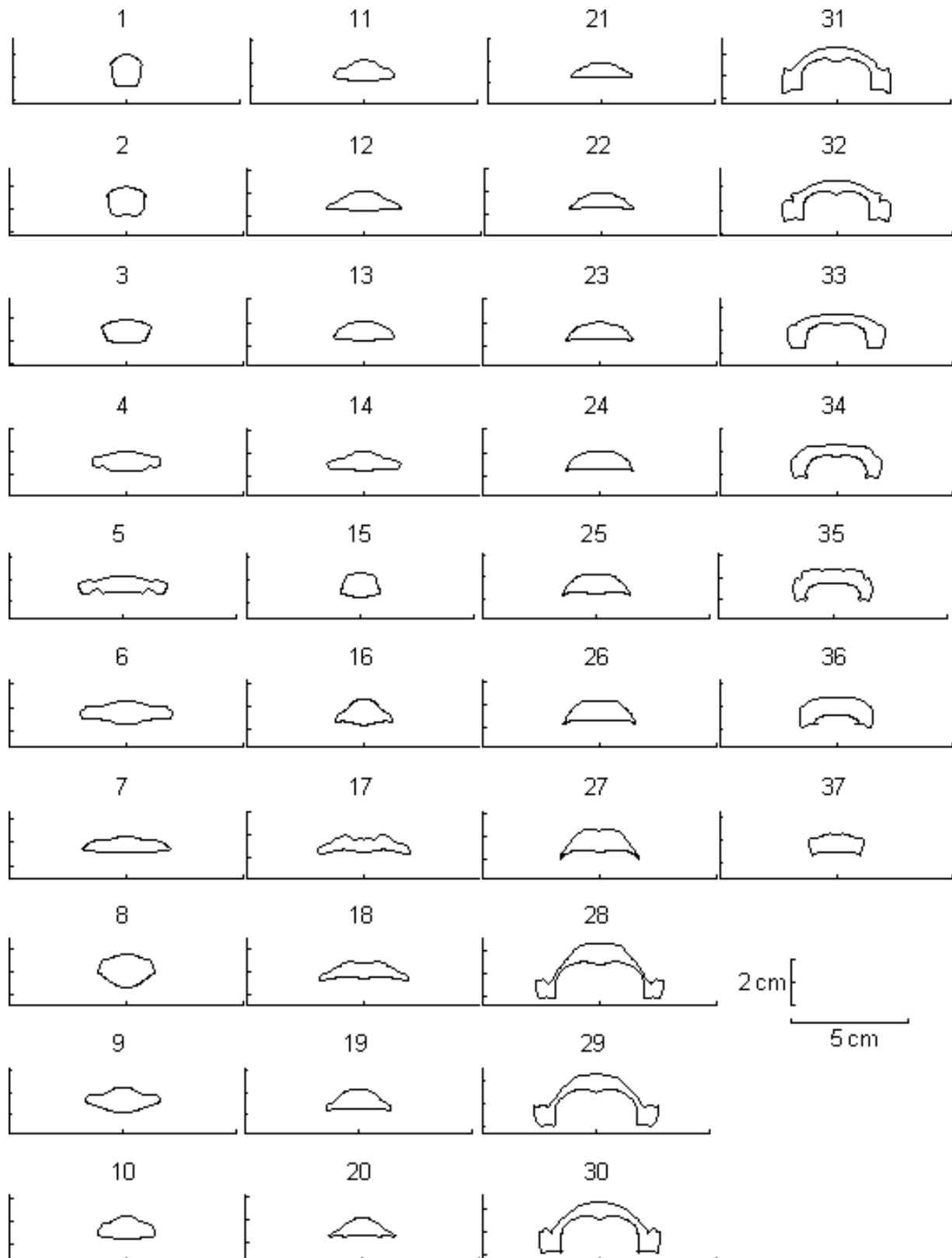


FIG. 5.5 – Coupes du conduit vocal pour les plans de la grille de la glotte à la partie postérieure des lèvres (les lèvres ne sont pas modélisées) pour la position neutre.

comparé à des longueurs d'onde de l'ordre de quelques kHz. Pour des hautes fréquences, et donc des longueurs d'ondes faibles par rapport à la section du conduit vocal, des résonances transversales pourraient en effet venir s'ajouter.

L'implémentation est basée sur le modèle de Kelly et Lochbaum (Strube, 2000) : le conduit vocal y est modélisé comme une série de cylindres de même longueur représentés sous forme d'un filtre numérique en treillis. Le modèle de Kelly-Lochbaum consiste à considérer que l'onde acoustique se propage sans modification au sein de chaque tube élémentaire. Les modifications interviennent donc à la jonction entre tubes élémentaires où l'onde est partiellement réfléchi et partiellement transmise au tube suivant. Ainsi l'onde incidente V_{n+1}^+ se propageant vers les lèvres est la combinaison de la partie de l'onde V_n^+ transmise à la jonction des tubes et de la partie de l'onde V_{n+1}^- réfléchi à cette jonction (Figure 5.6).

Pour chaque tube de longueur l_n une remise à jour des valeurs des ondes réfléchies et incidentes n'est donc utile que tous les $\frac{l_n}{c}$ secondes, où c est la vitesse de propagation de l'onde. Imposer une longueur constante pour tous les tubes est le moyen de définir une fréquence d'échantillonnage $\frac{c}{l_n}$ suffisante pour réactualiser les calculs sans perte d'information.

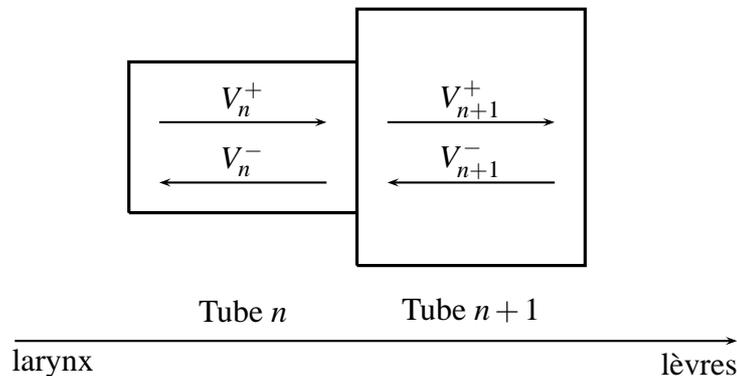


FIG. 5.6 – Illustration du modèle de Kelly-Lochbaum. L'onde incidente V_{n+1}^+ se propageant vers les lèvres est la combinaison de la partie de l'onde V_n^+ transmise à la jonction des tubes et de la partie de l'onde V_{n+1}^- réfléchi à cette jonction.

Le modèle utilisé intègre les pertes par viscosité et chaleur et les vibrations de parois, permettant ainsi d'évaluer les largeurs de bandes associées aux formants. La radiation aux lèvres est effectuée conformément aux travaux de Pelorson *et al.* (1997). Un amortissement constant peut être introduit dans le modèle en insérant des multiplicateurs immédiatement à l'entrée ou à la sortie de chaque segment.

Les mesures de formants effectuées et présentées dans ce mémoire ont toutes été obtenues grâce au logiciel WinSnoori¹ ; ces valeurs sont basées sur une analyse LPC (Linear Predictive Coding).

¹voir <http://www.loria.fr/~laprie/WinSnoori/> pour plus de précisions

Deuxième partie

De la parole naturelle à la parole pathologique

Simulation des voyelles orales du français

Dans ce chapitre, nous nous intéressons à la capacité du modèle à générer les voyelles orales du français et souhaitons en inférer des connaissances sur le contrôle sous-jacent à la production de parole :

- quels sont les muscles impliqués ?
- quelle est la stabilité de ce contrôle ?
- quelles possibilités d'équivalence motrice existe-t'il ?

Les données expérimentales, et en particulier les données EMG, ne sont pas suffisantes pour connaître les commandes motrices élaborées par le SNC pour contrôler les muscles de la langue. En effet, les signaux EMG mesurés sont parfois difficiles à relier aux muscles ou régions du muscle concerné. Les fibres des différents muscles linguaux sont entrelacées (les fibres du génio-glosse, du transversalis et du verticalis sont par exemple difficiles à différencier dans certaines régions) et les unités motrices mal connues. De plus, ces signaux sont la superposition de signaux descendants et de signaux afférents dus aux fuseaux neuromusculaires ou à tout autre type de feedback proprioceptif. Bien qu'intéressants pour mieux comprendre quels sont les muscles impliqués pour la réalisation d'un geste donné de la parole, les signaux EMG restent donc insuffisants pour distinguer les muscles activement recrutés de ceux qui le sont par le biais de boucles réflexes. Les images cinéradiographiques apportent des informations intéressantes sur la forme de la langue en parole, mais le système de production de parole étant redondant, un grand nombre de combinaisons possibles des commandes motrices peut permettre d'aboutir à une configuration donnée. La combinaison de données EMG et d'images cinéradiographiques semble donc nécessaire pour trouver des commandes motrices réalistes pour définir une voyelle. Les analyses IRM peuvent aussi fournir une source d'information complémentaire sur les longueurs des muscles lors de la production de parole (voir par exemple l'étude de Takano et Honda (2007) portant sur la longueur des muscles extrinsèques de la langue pour les voyelles du japonais), mais ne permettent pas de connaître la cause de cette variation de longueur (action volontaire du muscle étudié ou raccourcissement sous l'action d'autres muscles).

Afin de simuler les voyelles du français, nous avons commencé par étudier l'impact de chaque muscle sur la forme de la langue, afin de mieux connaître ce modèle. Les simulations réalisées ont ensuite eu pour but de créer, pour chaque voyelle, des formes de langue similaires

aux formes attendues en se basant sur les données cinéradiographiques de Bothorel *et al.* (1986), tout en prenant en compte les études EMG de Miyawaki *et al.* (1975) effectuées sur un locuteur japonais et Baer *et al.* (1988) portant sur un locuteur américain. L'impact de la gravité sur les déformations observées sera évoqué de même que la dynamique des gestes vocaliques.

6.1 Évaluation des influences individuelles de chaque muscle de la langue et du plancher buccal

Une première étape a consisté à évaluer l'impact individuel de chaque muscle sur la forme linguale. Dans ce but, les commandes motrices $\lambda_k(t)$ de chaque muscle k ont été définies comme suit, afin d'activer chaque muscle seul, les autres muscles ne générant aucune force. À l'instant initial, les commandes motrices de chaque muscle sont choisies égales à la longueur effective du muscle au repos l_k , soit la longueur de sa plus longue fibre au repos ($\lambda_k(t=0) = l_k \quad \forall k$). Ainsi, l'activation initiale de chaque muscle est nulle. La transition entre les valeurs d'origine et les valeurs cibles indiquées ci-dessous Équation 6.1 suit l'évolution temporelle représentée Figure 6.1 avec un temps de transition $t_t = 30$ ms. Pour l'activation du muscle m :

$$\lambda_k(t) = \begin{cases} p_m \times l_k & \text{pour } k = m \quad \text{avec } p_m \in \{0,75; 0,85\} \\ 2 \times l_k & \text{pour } k \neq m \end{cases} \quad (6.1)$$

p_m dépend du muscle activé ; la valeur la plus élevée a été choisie pour les muscles les plus longs afin de limiter les niveaux d'activation pour ces muscles et par conséquent de conserver des niveaux de déformation réalistes.

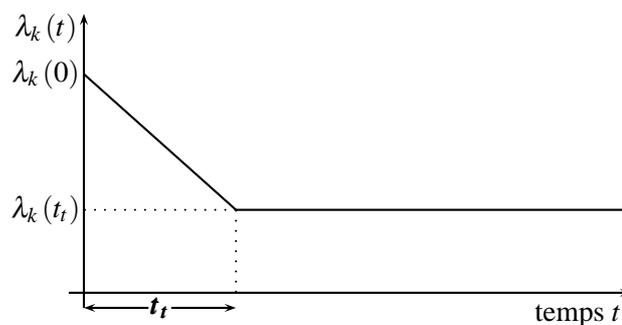


FIG. 6.1 – Évolution temporelle des commandes musculaires $\lambda_k(t)$ pour un muscle k .

Une commande motrice λ_k largement supérieure à la longueur au repos du muscle (ce qui est le cas pour $\lambda_k = 2 \times l_k$ si $k \neq m$) permet de s'assurer qu'aucune force ne sera générée par le muscle ; une valeur inférieure permet d'obtenir une contraction du muscle, d'autant plus importante que cette valeur est faible (cf. Section 4.5.2.2).

Tous les résultats présentés ci-dessous ont été obtenus après 400 ms de simulation, durée suffisante pour atteindre l'équilibre mécanique.

Géno-glosse postérieur (Figure 6.2) Il permet essentiellement d'avancer la langue, élargissant ainsi la cavité pharyngée, et d'élever très légèrement la langue dans sa partie laminaire. Une activation importante du GGp creuse un sillon très net dans la zone postdorsale.

La langue entre en contact avec la voûte palatine dans la zone alvéolaire. Son avancée est ici limitée par la faible ouverture mandibulaire qui génère des contacts entre la pointe de la langue et la face interne de la mandibule. Un léger abaissement de la base de la langue est observé, probablement en partie dû à la gravité (voir la Section 6.3 pour les déformations de la langue sous l'action de la gravité). Sa partie antérieure s'élève légèrement, à cause des contacts avec la face interne de la mandibule. Son avancée s'accompagne de son élargissement, dû à l'incompressibilité des tissus linguaux.

Ces observations ne sont que partiellement en accord avec les mesures EMG faites pour l'anglais par Baer *et al.* (1988). Ceux-ci trouvent en effet que le génio-glosse postérieur est le muscle majeur lors de la production des voyelles hautes tendues /i/ et /u/ de l'anglais, et dans une moindre mesure, de leurs correspondantes relâchées /ɪ/ et /ʊ/. Or si nos simulations sont cohérentes avec la production des voyelles antérieures, l'élévation qu'elles révèlent est insuffisante pour la production de voyelles hautes. Une explication potentielle réside peut-être dans l'absence, dans nos simulations, d'une activation simultanée du transversalis, susceptible de limiter l'élargissement de la langue dans la dimension transversale, et, par conséquent, de contraindre la variation de répartition du volume dans la direction verticale. Cette action serait alors susceptible d'augmenter sensiblement l'élévation. Cette hypothèse sera testée ultérieurement dans ce chapitre (Section 6.2.1).

Les cartes de contraintes et de déformations dans le plan médiosagittal et dans un plan coronal antérieur sont données dans l'Annexe B, Figures B.4 et B.5. Les contraintes observées sont localisées (elles correspondent grossièrement à l'emplacement du génio-glosse postérieur) et non uniformes. Contrairement aux simulations de Dang *et al.* (2006) (extension 3D du modèle original 2,5D), l'activation du génio-glosse postérieur ne semble pas entraîner de compression dans la zone apicale. Les niveaux de déformations sont toutefois plus élevés dans la partie antérieure que postérieure, de même que pour Dang *et al.* (2006). Selon notre modèle, les déformations affectent l'ensemble du corps de la langue, l'apex restant indépendant, conformément à des observations classiques (Perkell, 1969; Harshman *et al.*, 1977).

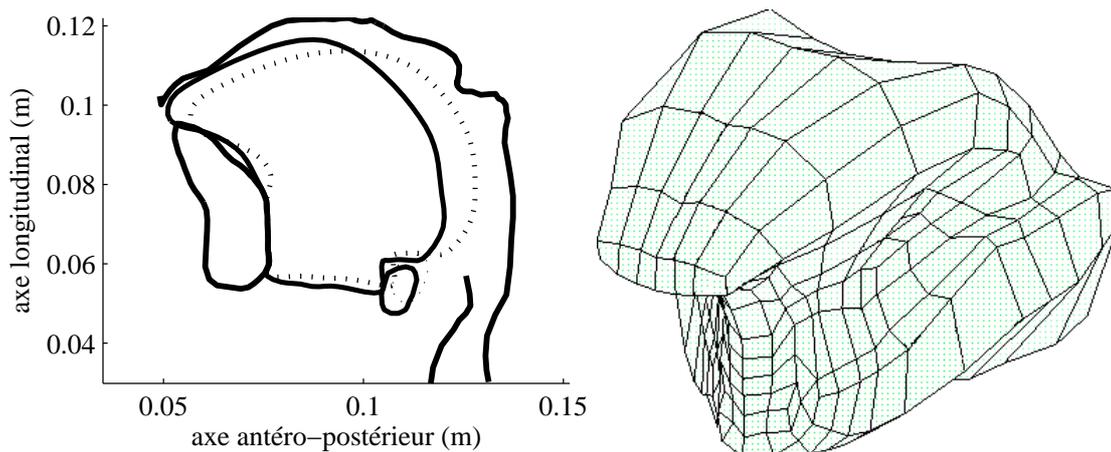


FIG. 6.2 – Action du génio-glosse postérieur ($\lambda_{GGp} = 0,75 \times l_{GGp}$). Contour des articulateurs linguaux dans le plan médiosagittal (gauche, les pointillés représentent la position de repos) et vue oblique de la langue (droite).

Génio-glosse médium (Figure 6.3) Il provoque un écrasement du dos de la langue dans sa partie dorsale, creusant ainsi un sillon nettement visible. Son activation provoque également

une avancée de la langue dans la partie apicale, avec glissement sur la face interne de la mandibule qui est probablement la cause principale de la légère élévation de la langue observée dans sa partie apicale.

Dans notre implémentation, ce muscle est relativement petit. Les déformations observées (Figures B.2 et B.3) s'étendent toutefois aux régions antérieures et postérieures, ainsi qu'aux zones latérales, nettement au delà de la localisation de ce muscle.

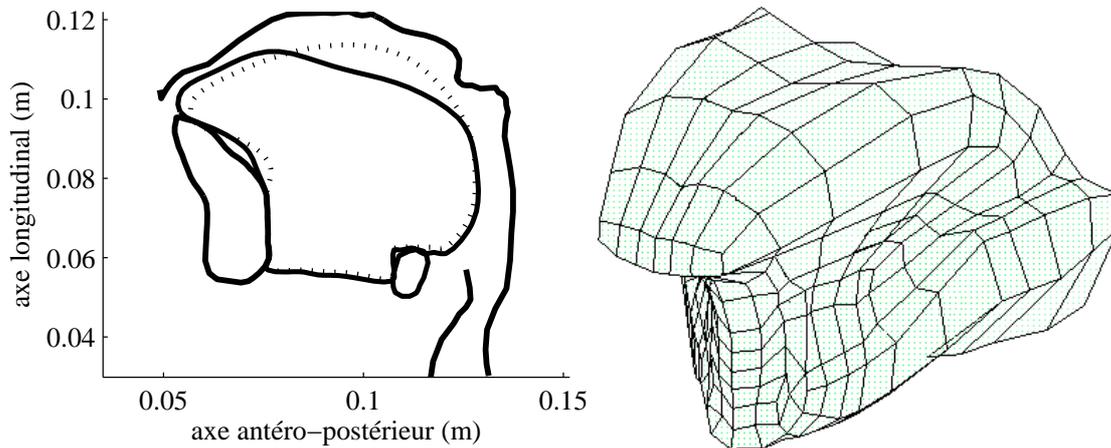


FIG. 6.3 – Action du génio-glosse médium ($\lambda_{GGm} = 0,75 \times l_{GGm}$). Contour des articulateurs linguaux dans le plan médiosagittal (gauche, les pointillés représentent la position de repos) et vue oblique de la langue (droite).

Génio-glosse antérieur (Figure 6.4) Il permet d'abaisser les parties apicale et laminaire, creusant au centre de la langue un sillon caractéristique de la voyelle /i/ (Baer *et al.*, 1988). Contrairement aux observations de Gérard (2004), le recul associé est limité à la partie pharyngée. L'abaissement est limité par les contacts de la partie inférieure de l'apex avec la face interne de la mandibule et probablement par les contacts latéraux avec l'arcade dentaire inférieure. Les résultats semblent cohérents avec les données de Baer *et al.* (1988) qui mentionnent une activation du GGa pour la voyelle /i/, mais aussi pour abaisser et avancer de la langue lors de la production de la voyelle /æ/.

Les cartes des déformations Figures B.6 et B.7 mettent en évidence une forte compression de la partie apicale de la langue dans le plan médiosagittal et une élongation de la langue dans le plan coronal frontal. Ces observations sont similaires à celles de Dang *et al.* (2006).

Stylo-glosse (Figure 6.5) L'ensemble du corps de la langue est tiré vers le haut et vers l'arrière, ce qui provoque une élévation de la partie dorsale, un abaissement de la partie apicale et un recul global de la langue. Les configurations obtenues sont cohérentes avec les données de Baer *et al.* (1988) qui notent une activité EMG du stylo-glosse très importante pour les voyelles postérieures hautes, en particulier les voyelles /ɔ/, /o/ et /u/. Son activation, certes plus modérée, pour les voyelles antérieures les plus basses /ɛ/ et /æ/ s'explique peut-être par sa capacité à abaisser la zone apicale et à reculer la langue sans l'abaisser. Les résultats obtenus sont différents de ceux de Dang *et al.* (2006) dont les simulations donnent lieu à un raccourcissement très marqué de l'apex et de fort niveaux de compression dans le plan médiosagittal. Dans notre modèle, on observe des extensions importantes (Figures B.8 et B.9), les plus fortes apparaissant dans la partie antérieure centrale de la langue.

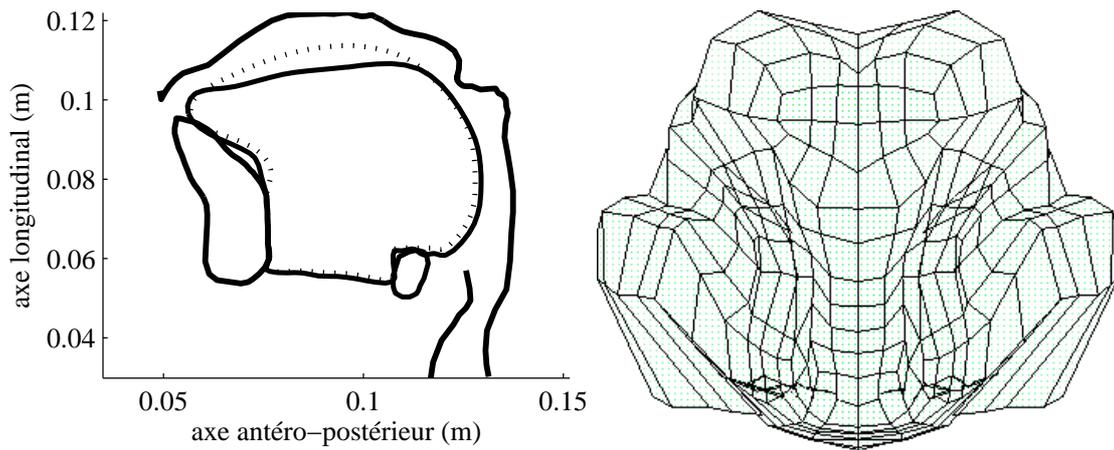


FIG. 6.4 – Action du génio-glosse antérieur ($\lambda_{GGa} = 0,75 \times l_{GGa}$). Contour des articulateurs linguaux dans le plan médiosagittal (gauche, les pointillés représentent la position de repos) et vue frontale de la langue (droite).

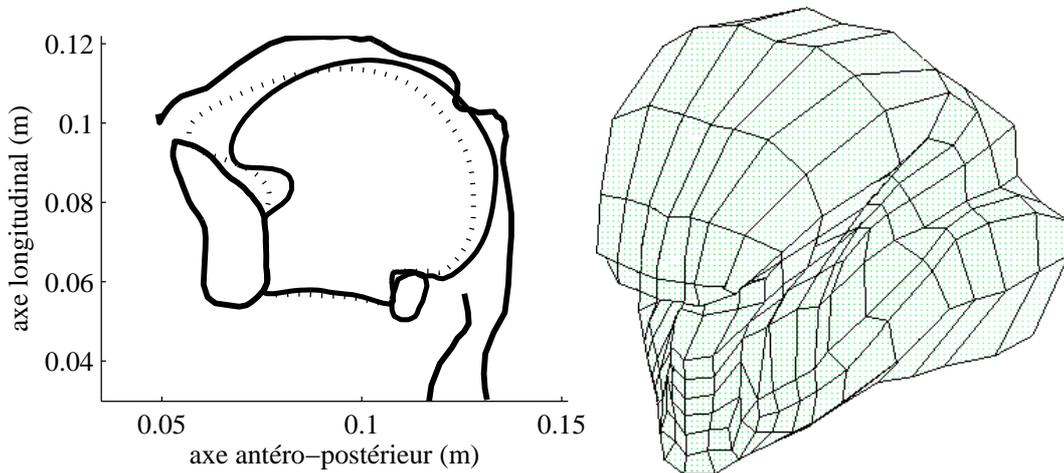


FIG. 6.5 – Action du stylo-glosse postérieur ($\lambda_{STY} = 0,85 \times l_{STY}$). Contour des articulateurs linguaux dans le plan médiosagittal (gauche, les pointillés représentent la position de repos) et vue oblique de la langue (droite).

Hyo-glosse (Figure 6.6) Il permet d’abaisser la partie dorsale de la langue et entraîne une rotation de la partie apicale, phénomène également observé sur les simulations de Dang *et al.* (2006). Un recul important de la langue est à noter dans la partie radicale, entraînant un rétrécissement de la cavité pharyngée. Un élargissement de la langue est également visible, conséquence de son incompressibilité. Les mouvements observés sont en accord avec les données de Baer *et al.* (1988) qui notent une forte activité EMG de ce muscle lors de la production de la voyelle postérieure basse /a/, et de manière plus générale une activation de ce muscle pour la production de l’ensemble des voyelles postérieures dont l’articulation se situe dans la partie pharyngée.

Les déformations et contraintes semblent très localisées à la zone géométrique de ce muscle (Figures B.10 et B.11).

Verticalis (Figure 6.7) Les fibres du verticalis étant très courtes (inférieures à 2,2 cm), la variation de la commande motrice mise en jeu dans nos simulations est faible. L’activation

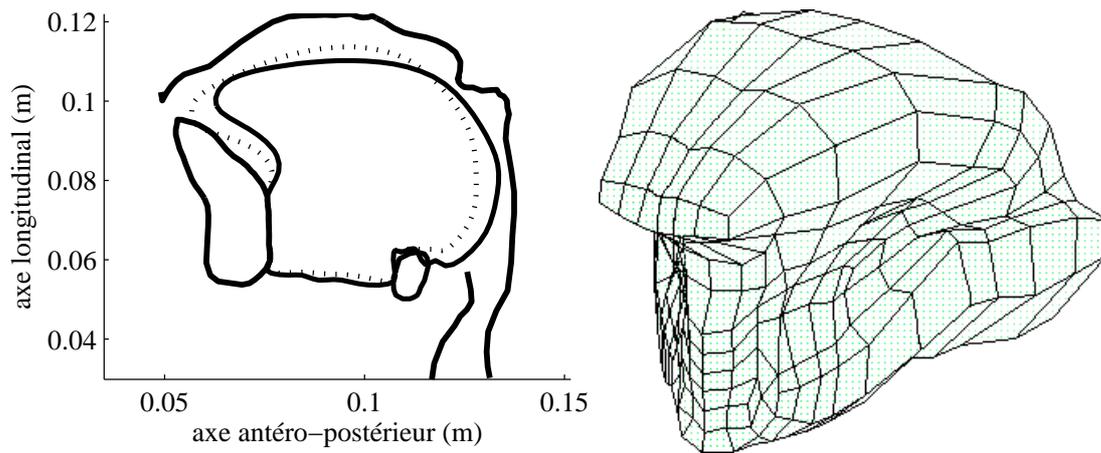


FIG. 6.6 – Action du hyo-glosse ($\lambda_{HG} = 0,75 \times l_{HG}$). Contour des articulateurs linguaux dans le plan médiosagittal (gauche, les pointillés représentent la position de repos) et vue oblique de la langue (droite).

est donc faible et ses conséquences peu visibles (cf. Équation 6.1). Les niveaux de forces générés lors de l'action du transversalis et donnés dans le Tableau 6.1 sont toutefois élevés, en raison du nombre très important de macro-fibres définies pour ce muscle (voir Tableau 4.4) et de leur localisation (sur l'ensemble du corps de la langue, de l'apex à sa racine). Dans ce cas, une simple somme arithmétique du niveau de force semble inappropriée et reflète mal la force résultante. Une diminution de la commande motrice ($p_m = 0,55$, cf. Équation 6.1), et donc une augmentation du niveau d'activation, semble avoir peu d'impact sur les déformations observées. Les fibres du verticalis étant enchevêtrées avec celles du transversalis, les mesures EMG sont généralement données pour le complexe formé par ces deux muscles, et non pas pour chaque muscle pris indépendamment (Miyawaki *et al.*, 1975). Le rôle du verticalis est mal connu, cependant on peut penser que son action serait avant tout complémentaire : combiné avec le transversalis, il assurerait une élongation de la langue.

Les Figures B.12 et B.13 mettent en évidence des niveaux de contraintes et de déformations plus faibles que pour les autres muscles de la langue.

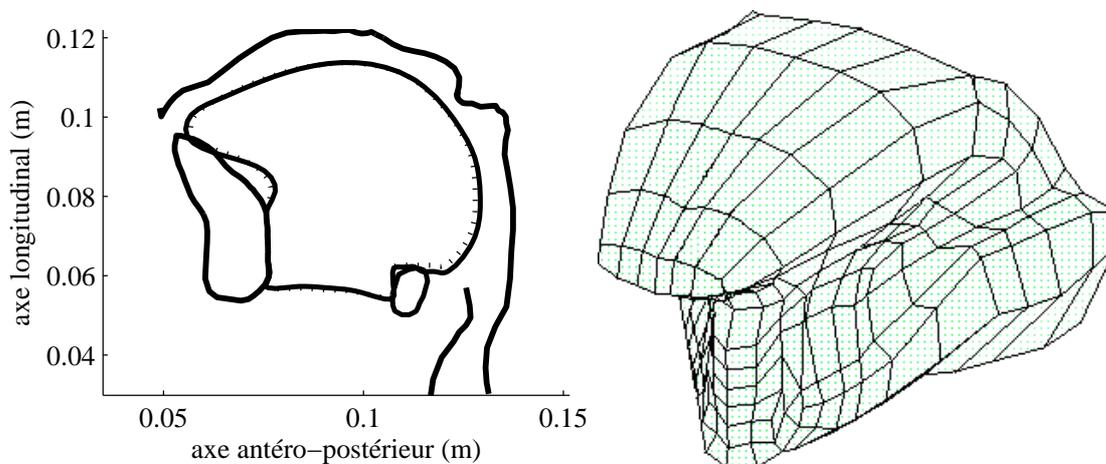


FIG. 6.7 – Action du verticalis ($\lambda_{VERT} = 0,75 \times l_{VERT}$). Contour des articulateurs linguaux dans le plan médiosagittal (gauche, les pointillés représentent la position de repos) et vue oblique de la langue (droite).

Transversalis (Figure 6.8) Les fibres de ce muscle étant transversales, leur activation provoque une diminution de la largeur de la langue. Du fait de l'incompressibilité des tissus et des contraintes transversales dues à la mandibule, la longueur de la langue augmente légèrement et la langue s'élève dans sa partie apicale et dorsale. D'après les mesures EMG de Miyawaki *et al.* (1975), ce muscle serait actif lors de mouvements de protrusion en co-activation avec le verticalis, mais comme mentionné précédemment l'interprétation des signaux EMG provenant du complexe verticalis / transversalis et du lingual supérieur est particulièrement difficile.

Les contraintes et déformations sont concentrées dans la zone occupée par le transversalis, avec une compression transversale plus marquée dans la partie antérieure du muscle (Figures B.14 et B.15).

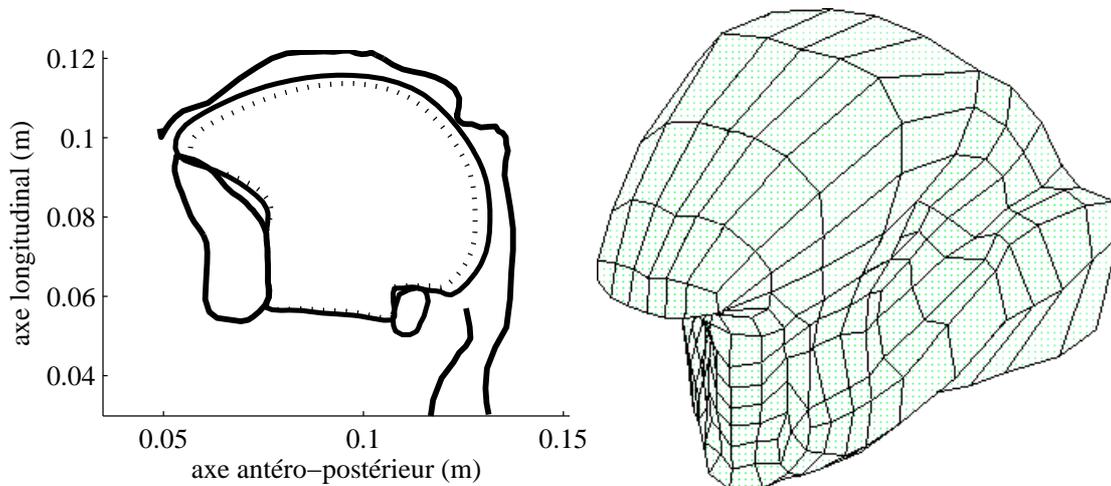


FIG. 6.8 – Action du transversalis ($\lambda_{\text{TRANS}} = 0,75 \times l_{\text{TRANS}}$). Contour des articulateurs linguaux dans le plan médiosagittal (gauche, les pointillés représentent la position de repos) et vue oblique de la langue (droite).

Lingual inférieur (Figure 6.9) Les fibres de ce muscle, orientées d'avant en arrière, rétractent l'apex, en le tirant en direction de l'os hyoïde et le raccourcissent. La pointe de la langue glisse sur la face interne de la mandibule lors de la déformation. Un très léger recul du corps de la langue est visible, diminuant ainsi très faiblement la cavité pharyngée. La partie centrale de la langue est également compressée. La diminution de longueur linguale s'accompagne de son élargissement, du fait de l'incompressibilité des tissus linguaux. Miyawaki *et al.* (1975) et Baer *et al.* (1988) ne donnent aucune mesure EMG pour le lingual inférieur : fin et difficile à localiser, les mesures EMG sont en effet particulièrement difficiles pour ce muscle.

Les contraintes et les déformations semblent très localisées au niveau de l'apex (figure B.16) et se concentrent dans la région occupée par ce muscle (Figures B.16 et B.17).

Lingual supérieur (Figure 6.10) Son activation entraîne une élévation très marquée de l'apex, un raccourcissement du dos de la langue et un léger rétrécissement de la cavité pharyngée. Elle s'accompagne d'un élargissement de la langue dans sa partie antérieure. La pointe de la langue se trouve dans la zone alvéolaire. On peut noter un raccourcissement très net de l'apex, peut-être dû aux hypothèses de modélisation effectuées, et qui apparaissait également dans le modèle 2D de Payan et Perrier (Payan, 1996) : alors que ce muscle

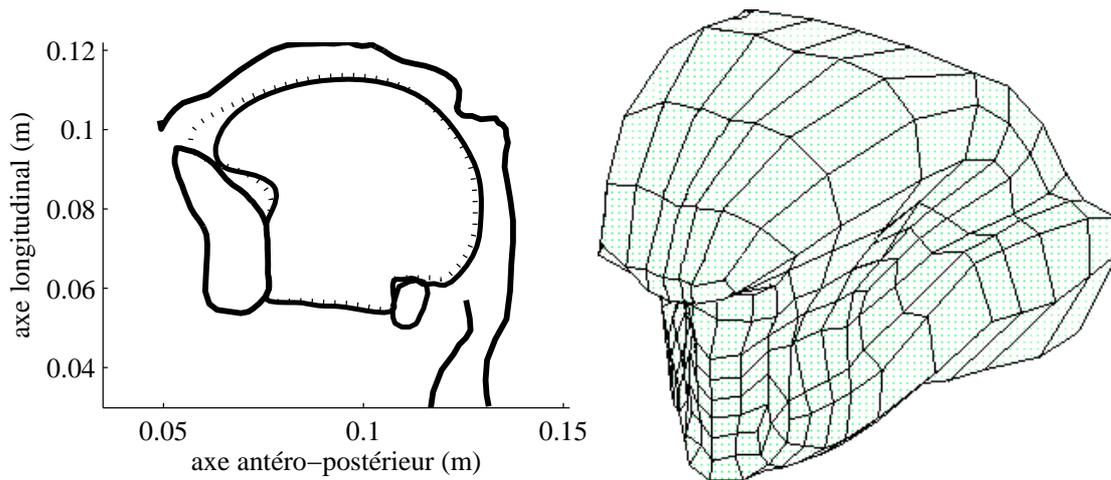


FIG. 6.9 – Action du lingual inférieur ($\lambda_{IL} = 0,85 \times l_{IL}$). Contour des articulateurs linguaux dans le plan médiosagittal (gauche, les pointillés représentent la position de repos) et vue oblique de la langue (droite).

serait composé de courtes fibres en série se superposant de l'origine du muscle à son insertion (Sokoloff, 2003), nous le modélisons ici comme un muscle composé de fibres parallèles joignant les deux extrémités du muscle. Les forces élevées générées aux deux extrémités du muscle entraînent alors une compression beaucoup trop forte dans la zone apicale (la Figure B.18 montre que les niveaux de contraintes maximums sont observées aux deux extrémités du muscles). Un muscle composé de fibres en série pourrait être divisé en différentes zones pouvant être activées indépendamment, et les forces générées à l'extrémité de chaque 'zone' seraient plus faibles, les fibres étant plus courtes. D'après les données EMG de Miyawaki *et al.* (1975), l'action de ce muscle en fait probablement un acteur majeur dans la production des consonnes dentales, comme le /d/ ou le /t/ et alvéolaires comme le /s/.

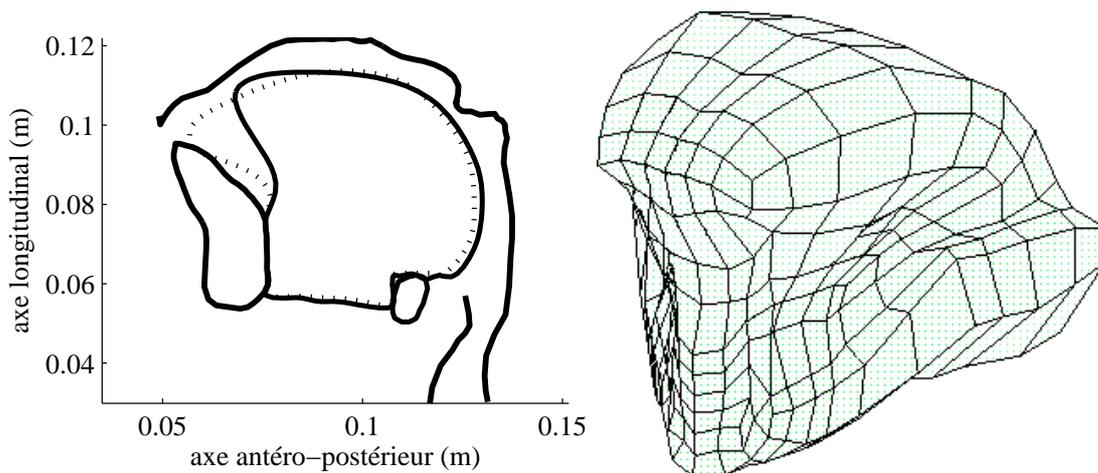


FIG. 6.10 – Action du lingual supérieur ($\lambda_{SL} = 0,85 \times l_{SL}$). Contour des articulateurs linguaux dans le plan médiosagittal (gauche, les pointillés représentent la position de repos) et vue oblique de la langue (droite).

Géno-hyoïdien (Figure 6.11) L'impact de l'activation de ce muscle sur la forme de la langue

est extrêmement limité lorsqu'il est recruté seul. Le génio-hyoïdien rapproche la partie postérieure basse de la langue de l'épine mentonnière inférieure. On note également un léger abaissement du dos de la langue et abaissement plus important de la base, mouvements d'ensemble qui se retrouvent sous l'action de la gravité seule (Figure 6.33) et ne sont donc pas imputables à l'action du génio-hyoïdien. Selon Baer *et al.* (1988), l'activité du GH est plus importante pour les voyelles antérieures que pour les voyelles postérieures. De plus, son activation serait supérieure pour les voyelles s'accompagnant d'une importante ouverture mandibulaire, qu'elles soient antérieures ou postérieures (/æ/ et /a/). La mandibule étant bloquée, l'action de ce muscle sur les déplacements mandibulaires n'a pas été explorée pour l'instant. L'intérêt de l'activation du génio-hyoïdien (abaisseur de la mandibule ou maintien de la position antéro-postérieure de la mandibule) est pour l'instant incertain.

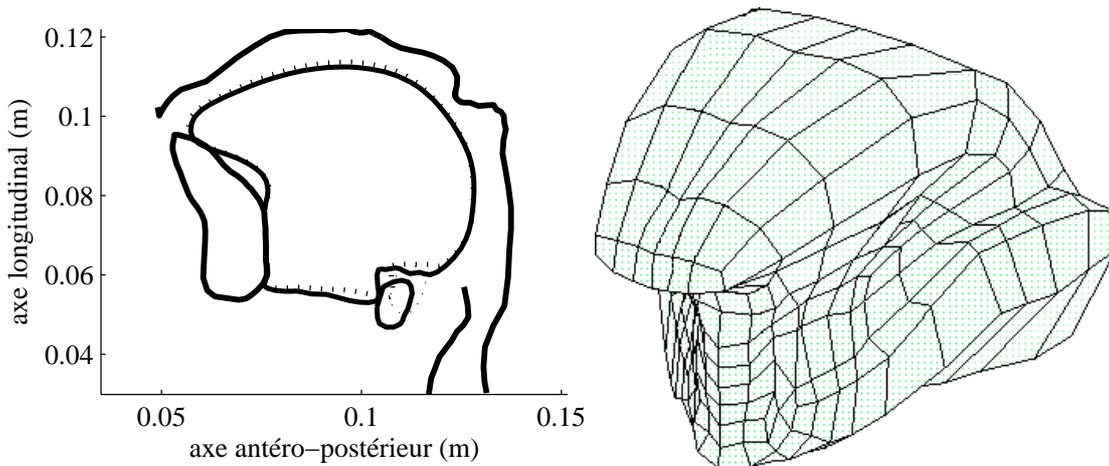


FIG. 6.11 – Action du génio-hyoïdien ($\lambda_{GH} = 0,75 \times l_{GH}$). Contour des articulateurs linguaux dans le plan médiosagittal (gauche, les pointillés représentent la position de repos) et vue oblique de la langue (droite).

Mylo-hyoïdien (Figure 6.12) Avec une mandibule fixe, il provoque une forte élévation du plancher buccal. De plus, un léger recul de la langue est visible, entraînant ainsi un rétrécissement de la cavité pharyngée. Le dos de la langue s'élève également faiblement dans sa partie médiodorsale. Selon Baer *et al.* (1988), l'activité de ce muscle est plus importante pour les voyelles antérieures, en particulier les voyelles /i/ et /æ/. Les Figures B.22 et B.23 donnent les cartes de contraintes et de déformations dans le plan médiosagittal et dans un plan coronal. On peut noter une propagation importante des déformations au sein des tissus linguaux, alors que le mylo-hyoïdien se trouve à la périphérie de la langue. La propagation des contraintes, bien que peu visible sur les images pour des raisons d'échelle, est également très marquée. On assiste donc à une rigidification importante du plancher buccal, ce qui explique le rôle joué par ce muscle dans la production des voyelles antérieures : il rigidifie le plancher buccal permettant de contraindre le déplacement volumique vers le haut. De même que pour le génio-hyoïdien, l'action de ce muscle sur les déplacements mandibulaires n'a pas pu être étudiée, alors que ce muscle est connu pour jouer un rôle majeur dans les mouvements d'abaissement de la mandibule (van Eijden *et al.*, 1997).

La Table 6.1 propose une description des niveaux de force calculés en fin de simulation pour

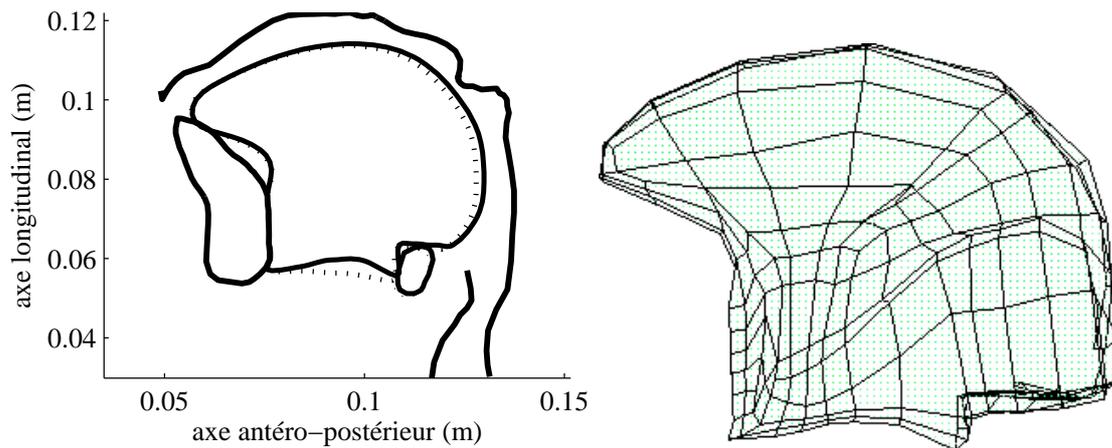


FIG. 6.12 – Action du mylo-hyoïdien ($\lambda_{MH} = 0,75 \times l_{MH}$). Contour des articulateurs linguaux dans le plan médiosagittal (gauche, les pointillés représentent la position de repos) et vue sagittale de la langue (droite).

chaque muscle de la langue lorsqu'il est activé indépendamment avec les commandes centrales indiquées Figures 6.2 à 6.12. Les valeurs indiquées correspondent à la somme arithmétique des niveaux de force calculés pour chaque macro-fibre. Elles ne sont donc pas égales à l'intensité de la force résultante (qui sera évidemment plus faible, les macro-fibres n'étant pas parallèles). Elles donnent toutefois une idée de l'ordre de grandeur des forces mises en jeu. Nous n'avons pas accès expérimentalement au niveau de force développé par chaque muscle. Les données de Bunton et Weismer (1994) nous donnent toutefois un aperçu des forces linguales obtenues lors de tâches de paroles itératives avec l'évaluation des niveaux de forces dans la zone alvéolaire lors de la répétition de la séquence *daddy dear did decadence adore*. Les niveaux de forces mesurés par Bunton et Weismer variaient considérablement d'un locuteur à l'autre ; toutefois on peut considérer que l'amplitude des forces obtenues lors de nos simulations est compatible avec les valeurs de ces auteurs.

TAB. 6.1 – Niveau de force final observé sur chaque muscle de la langue et du plancher buccal lors de l'activation indépendante de ces muscles proposée dans nos simulations. Les niveaux de forces indiqués correspondent à la somme des niveaux de force calculés pour chaque macro-fibre.

	GGp	GGm	GGa	Sty	HG	Vert	Trans	IL	SL	GH	MH
Somme arithmétique des forces (N)	7,6	2,2	2,3	3,0	3,3	5,3	4,9	0,56	1,0	3,3	6,0

6.2 Contrôle postural des voyelles orales du français

Pour étudier le contrôle postural des sons de la parole, l'idéal serait de parcourir l'espace des commandes motrices de manière systématique et exhaustive (une forme de méthode de Monte-Carlo) et de caractériser les relations entre commandes motrices, formes linguales et acoustiques. C'est ce qu'ont fait Perrier *et al.* (2005) pour le modèle 2D. Malheureusement, dans notre cas, les temps de calcul limitent considérablement le nombre de simulations testables (cf. Section 4.6.3). Les résultats présentés ici correspondent donc aux résultats optimaux obtenus sur

nos 300 simulations, toutes effectuées avec une mandibule bloquée. Ces simulations résultent d'un choix spécifique de commandes motrices guidé par des connaissances a priori. Comme indiqué en introduction, les commandes musculaires ont été ainsi définies en prenant en compte les études EMG de Miyawaki *et al.* (1975) et Baer *et al.* (1988), en se basant sur les données cinéradiographiques de Bothorel *et al.* (1986) et à partir des résultats concernant l'impact de chaque muscle sur la forme de la langue (Section 6.1). La forme du conduit vocal a été extraite à la fin de chaque simulation, le signal acoustique synthétisé et les formants calculés. Les voyelles optimales ont été sélectionnées sur la base de ces formants.

Tous les résultats présentés dans cette section correspondent à la forme et position des articulateurs après 200 ms de mouvement.

6.2.1 Les voyelles cardinales extrêmes /i/, /a/, /u/

6.2.1.1 Patrons d'activations musculaires

Notre attention a porté dans un premier temps sur la réalisation des voyelles cardinales extrêmes, soit les voyelles /i/, /a/ et /u/.

Le modèle actuel ne comporte pas de maillage des lèvres. Nous avons choisi de les modéliser par un cylindre unique, dont la section et l'aire représentent l'ouverture labiale et la protrusion. Le choix de ces valeurs a été effectué en se basant sur les travaux de Abry *et al.* (1980) et Descout *et al.* (1980), qui ont étudié la géométrie des lèvres pour des corpus de voyelles arrondies et non arrondies du français. Les valeurs retenues pour l'ensemble des voyelles orales sont rassemblées dans le Tableau 6.2, avec une ouverture labiale minimale et une protrusion maximale pour le /u/, et une ouverture et une rétraction maximale pour le /a/.

TAB. 6.2 – Valeurs retenues pour la protrusion et l'ouverture labiale pour les voyelles orales du français

voyelle	ouverture labiale (cm ²)	protrusion (cm)
/i/	3	0,5
/y/	0,5	1,1
/e/	3,5	0,8
/ɛ/	3	0,8
/ə/	1,5	0,8
/œ/	0,45	1,3
/u/	0,3	1,5
/o/	0,45	1,3
/ɔ/	2,5	0,9
/a/	4,5	0,8

Lors des simulations, les commandes musculaires suivent l'évolution temporelle présentée Figure 6.1 avec pour temps de transition $t_t = 30$ ms. Au temps $t = 0$, les commandes centrales sont égales à la longueur du muscle au repos ($\lambda_k = l_k \quad \forall k$).

Les commandes centrales optimales (sur la base de plus de 300 simulations) sont indiquées dans le Tableau 6.3. Les formants correspondants sont donnés dans le Tableau 6.5 et les fonctions de sensibilité en Annexe C. La Table 6.4 donne les niveaux de force calculés en fin de simulation pour chaque muscle de la langue lorsque les commandes centrales indiquées Tableau 6.3 sont utilisées. Les valeurs indiquées correspondent à la somme algébrique des niveaux de force calculés pour chaque macro-fibre.

TAB. 6.3 – Commandes musculaires utilisées pour générer les voyelles orales du français en proportion de la longueur du muscle au repos. Les zones colorées correspondent aux muscles activement recrutés.

voyelle	GGp	GGm	GGa	Sty	HG	Vert	Trans	IL	SL	GH	MH
/i/	0,66	1,1	1	0,85	1,2	1,25	1,1	1,02	1,2	0,76	0,75
/y/	0,66	1,05	0,9	0,87	1,2	1,25	1,15	1	1,2	0,78	0,7
/e/	0,71	1,05	0,75	0,8	1,2	1,25	1,2	1	1,2	0,8	0,7
/ɛ/	0,93	1	0,92	1,05	1	1	1,2	1	1,2	1	0,8
/ə/	0,98	1	0,98	1	1	1	1	1	1	1	0,94
/œ/	0,87	1	0,8	0,9	1,1	1,2	1	1	1,2	0,975	0,85
/u/	0,9	1,1	0,825	0,79	1,2	1,35	0,77	1	1,2	1,05	0,8
/o/	1,1	1	0,8	1,05	0,8	1	1,25	1	1,2	1,1	0,7
/ɔ/	1,1	1	0,7	1,05	0,8	1	1,25	1	1,2	1,1	0,75
/a/	1	1,1	0,75	1,1	0,7	0,85	1,3	1	1,2	1,1	1,05

TAB. 6.4 – Niveau de force final (Newton) observé sur chaque muscle de la langue et du plancher buccal lors de la production des voyelles orales du français. Les niveaux de forces indiqués correspondent à la somme des niveaux de force calculés pour chaque macro-fibre. Les zones colorées correspondent aux trois muscles générant le niveau de force maximum pour chaque voyelle.

voyelle	GGp	GGm	GGa	Sty	HG	Vert	Trans	IL	SL	GH	MH
/i/	23,07	0	1,21	12,86	0	0	0,62	0	0	3,53	13,23
/y/	22,02	0	2,17	8,57	0	0	0,52	0,04	0	3,47	15,38
/e/	17,57	0	4,53	12,57	0	0	0,65	0	0	4,39	13,38
/ɛ/	3,33	0	0,74	1,97	0,66	0,11	0	0,26	0	0,27	5,72
/ə/	0,97	0	0,03	0,06	0,23	0,03	0,78	0	0,04	0,07	2,24
/œ/	6,79	0	3,12	4,79	0	0	2,22	0,04	0	0,15	4,74
/u/	9,56	0	4,49	11,12	0	0	11,90	0,01	0	0	6,25
/o/	0,06	0,14	1,84	0	2,77	0,46	0	0,03	0	0	8,58
/ɔ/	0,01	0,14	3,33	0	2,71	0,47	0	0,05	0	0	6,96
/a/	1,82	0	2,56	0	7,24	4,62	0	0,23	0	0	0,20

TAB. 6.5 – Valeurs des 4 premiers formants pour les voyelles orales du français

voyelle	F1 (Hz)	F2 (Hz)	F3 (Hz)	F4 (Hz)
/i/	242	2130	2711	3428
/y/	243	1776	2198	3017
/e/	354	1897	2542	3354
/ɛ/	473	1572	2444	3438
/ə/	496	1333	2325	3561
/œ/	340	1132	2223	3147
/u/	272	730	2282	3101
/o/	391	811	2564	3678
/ɔ/	540	1073	2767	3831
/a/	627	1263	2719	3794

Simulation de la voyelle /i/ La voyelle /i/ étant une voyelle antérieure haute (Figure 6.13), les muscles génio-glosse postérieur, génio-hyoïdien et mylo-hyoïdien jouent un rôle fondamental. Les muscles génio-hyoïdien et mylo-hyoïdien permettent de rigidifier le plancher de la bouche, grâce à propagation importante des contraintes au sein des tissus linguaux, tandis que le génio-glosse postérieur propulse la langue vers l'avant. Le stylo-glosse participe également à l'élévation de la langue. Ce muscle activé seul entraîne également la langue vers l'arrière : ce mouvement est ici contrebalancé par la forte activation du génio-glosse postérieur. Les seuils associés au transversalis et au génio-glosse antérieur sont supérieurs à la longueur au repos de ces muscles. Cependant, ces deux muscles sont activés du fait des boucles réflexes. L'action du transversalis permet tout de même d'éviter un élargissement trop important de la langue, consécutif à l'action du génio-glosse postérieur et à l'incompressibilité de la langue, tout en permettant un contact entre les arcades dentaires supérieures et les bords libres de la langue dans la zone alvéolaire. Son action vise à maintenir la largeur linguale et non à rétrécir la langue, effet qui serait observé si ce muscle était activé volontairement. L'action du génio-glosse antérieur limite la montée de la langue dans la zone alvéolaire médiane, créant ainsi un léger sillon caractéristique du /i/. Les activations choisies sont ainsi cohérentes avec les données EMG de Baer *et al.* (1988), à l'exception du stylo-glosse pour lequel aucune activité n'avait été mesurée par ces auteurs dans le cas du /i/. Les contacts entre les bords latéraux et la langue s'étendent sur l'intégralité de la voûte palatine (Figure 6.14). S'y ajoutent également des contacts entre l'apex et la paroi interne de la mandibule, en arrière des incisives inférieures. Les contacts palataux sont en accord avec les données électropalatographiques (EPG) de Stone et Lundberg (1996) reproduites Figure 6.15 et Yuen *et al.* (2007) pour les voyelles de l'anglais.

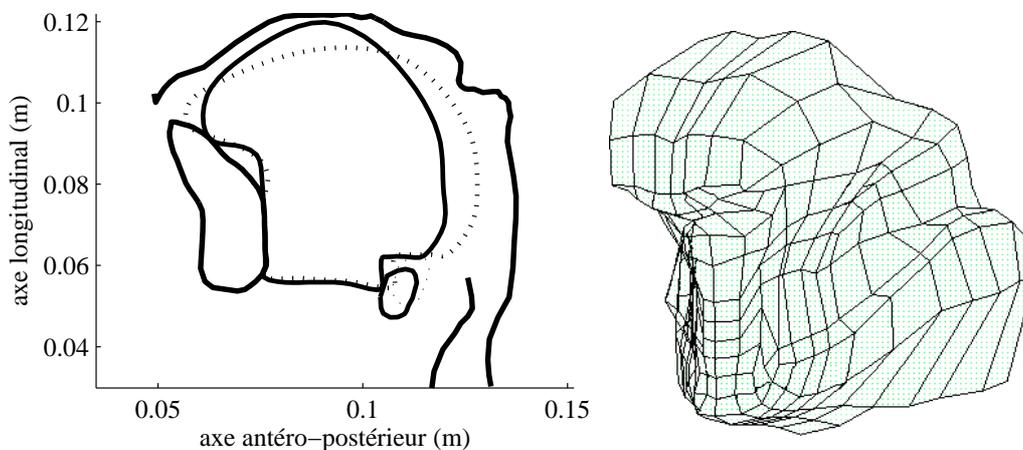


FIG. 6.13 – Simulation de la voyelle /i/, à partir des commandes indiquées Table 6.3. À gauche, les contours des articulateurs linguaux dans le plan médiosagittal. À droite, vue antéro-latérale tridimensionnelle de la langue.

Simulation de la voyelle /u/ La voyelle /u/, postérieure et haute (Figure 6.16) nécessite essentiellement l'activation du stylo-glosse, du mylo-hyoïdien et du transversalis. De même que pour la voyelle /i/, le mylo-hyoïdien est nécessaire pour rigidifier le plancher de la bouche et ainsi contribuer à l'élévation de la langue, grâce à l'action de muscles complémentaires. L'action du stylo-glosse permet de tirer la langue vers l'arrière tout en l'élevant. Il est aidé en cela par le transversalis qui limite l'élargissement lingual et par le génio-glosse postérieur dont l'activa-

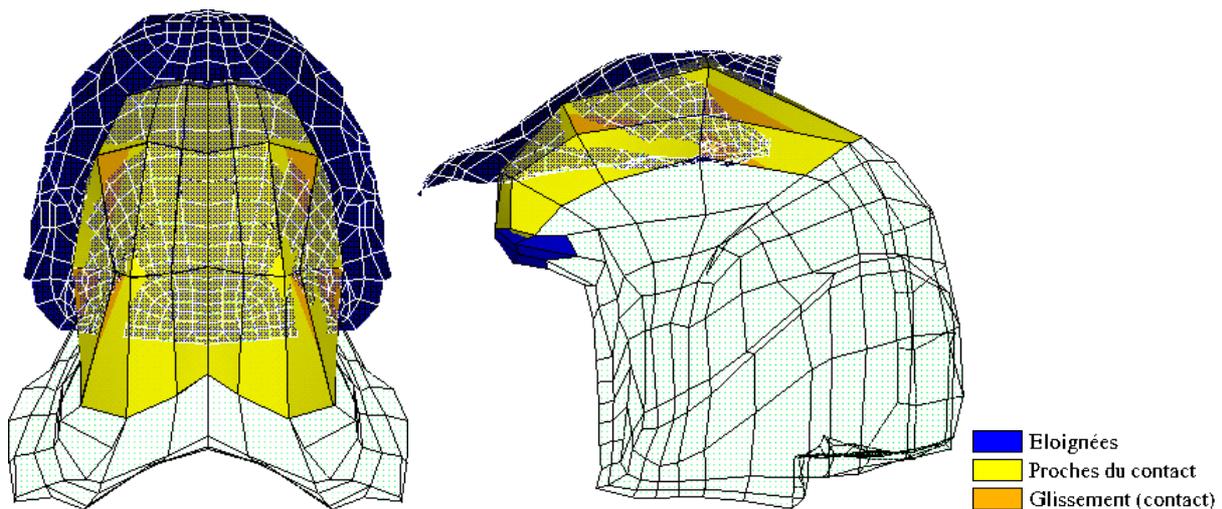


FIG. 6.14 – Illustration des contacts entre la voûte palatine et la partie antérieure du dos de la langue pour la voyelle /i/. À gauche, vue supérieure, à droite vue sagittale. Trois configurations sont possibles : absence de contact, surfaces proches, surfaces en contact.

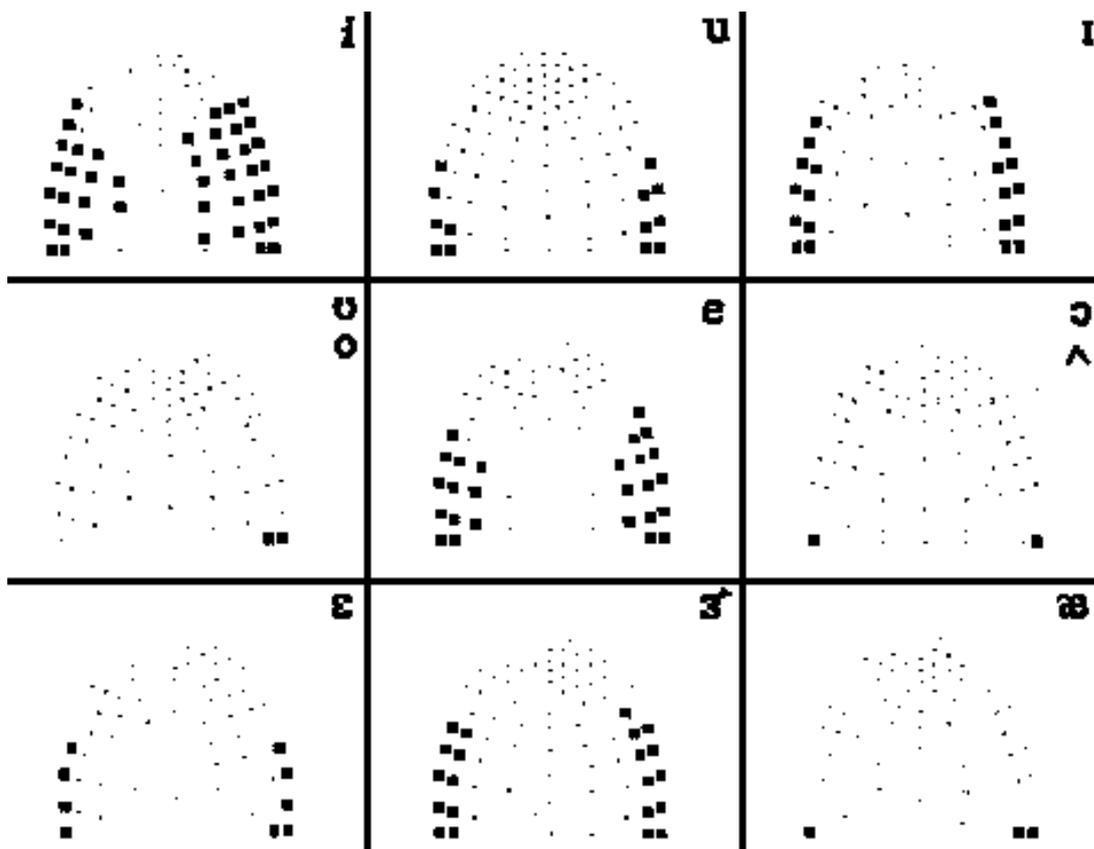


FIG. 6.15 – Données EPG pour les voyelles de l'anglais américain. Source : Stone et Lundberg (1996).

tion permet d'accroître la taille de la cavité arrière du conduit vocal en propulsant la langue vers l'avant. L'activation de la partie antérieure du génio-glosse augmente la taille de la cavité avant en plaquant l'apex contre la paroi interne de la mandibule en synergie avec le stylo-glosse. Le transversalis participe à l'élévation de la langue, grâce à l'incompressibilité des tissus. Les com-

mandes utilisées sont compatibles avec les données EMG de Baer *et al.* (1988), à l'exception de l'activation du génio-glosse antérieur, inexistante selon ces travaux. Dans la configuration retenue, la surface médio-dorsale de la langue est latéralement en contact avec la partie postérieure de la voûte palatine et avec le palais mou (Figure 6.17), tandis que l'apex s'appuie sur la paroi interne de la mandibule, en arrière des incisives inférieures. Les contacts entre la langue et la voûte palatine observés sur les simulations sont en accord avec les données EPG de Stone et Lundberg (1996) et Yuen *et al.* (2007). Les données EPG n'apportent toutefois aucune information sur les contacts possibles entre la langue et le vélum.

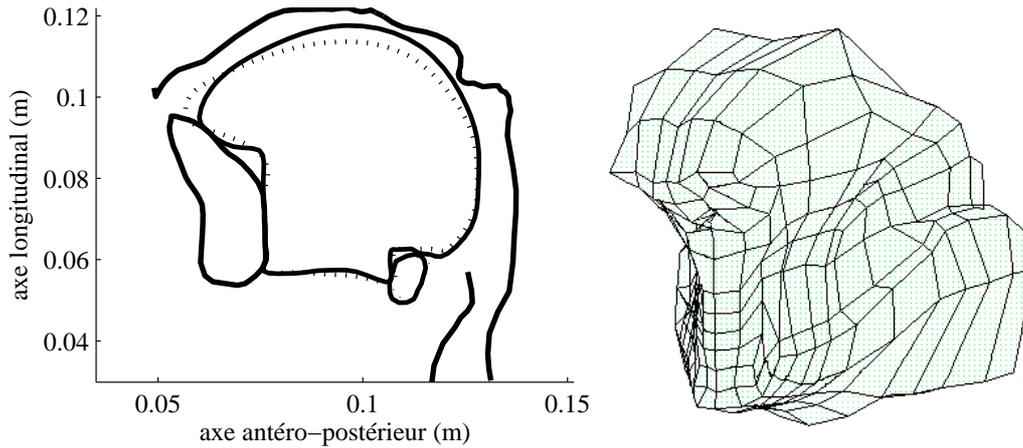


FIG. 6.16 – Simulation de la voyelle /u/, à partir des commandes indiquées Table 6.3. À gauche, les contours des articulateurs linguaux dans le plan médiosagittal. À droite, vue antéro-latérale tridimensionnelle de la langue.

Simulation de la voyelle /a/ Voyelle postérieure basse, le /a/ nécessite essentiellement l'activation du hyo-glosse et du génio-glosse antérieur (Figure 6.18). Le premier provoque un mouvement de rétroimpulsion et permet d'abaisser le corps de la langue mais entraîne également une rotation de la pointe de la langue, le second permet de lutter contre cette rotation en plaquant l'apex contre la paroi interne de la mandibule, évitant ainsi l'apparition d'une cavité sub-linguale, et augmentant la taille de la cavité antérieure. L'action du génio-glosse postérieur limite l'écrasement de la langue et permet ainsi d'éviter une occlusion complète du conduit vocal au niveau du laryngopharynx. Les commandes utilisées semblent compatibles avec les données EMG de Baer *et al.* (1988). Dans cette configuration, les bords de la partie mobile de la langue sont en contact avec l'arcade dentaire inférieure sur toute sa longueur, mais n'ont aucun contact avec l'arcade dentaire supérieure. La surface inférieure de la partie antérieure de la langue est partiellement en contact avec la face interne de la mandibule. Pour la voyelle /a/, les données EPG de Stone et Lundberg (1996) et Yuen *et al.* (2007) font état d'un contact extrêmement limité voire inexistant entre la langue et le palais : les résultats obtenus sont donc cohérents avec les données existantes.

6.2.1.2 Précision gestuelle des voyelles cardinales extrêmes

Nous nous sommes intéressés aux modifications de forme de la langue ainsi qu'aux variations formantiques observées lors d'une faible variation des commandes centrales pour les

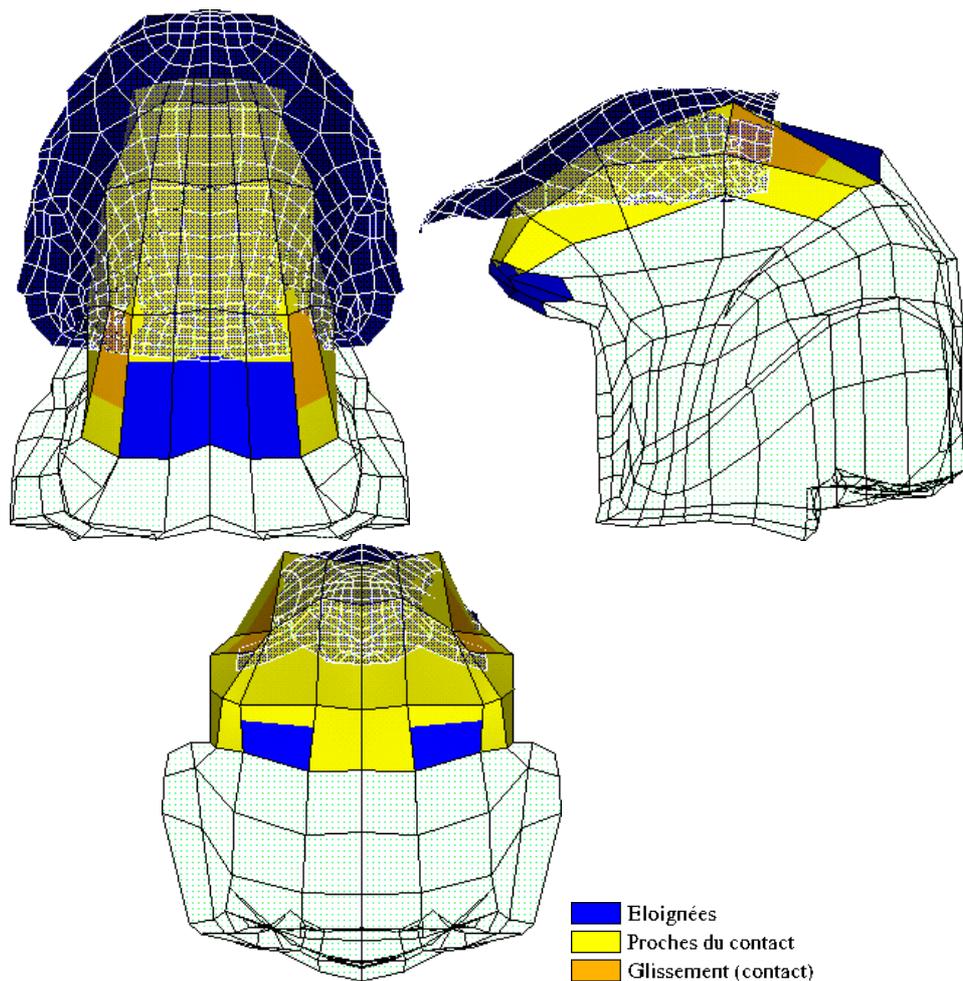


FIG. 6.17 – Illustration des contacts entre le palais (voûte palatine et palais mou) et le dos de la langue pour la voyelle /u/. En haut, visualisation des contacts entre la langue et la voûte palatine : vue supérieure à gauche et vue sagittale à droite. En bas, visualisation des contacts entre la langue et le palais mou en vue postérieure. Trois configurations sont possibles : absence de contact, surfaces proches, surfaces en contact.

voyelles /i, u, a/, afin de mieux comprendre les variations généralement relevées lors de la production de ces voyelles. Pour chaque voyelle cardinale, nous sommes partis des commandes musculaires optimales définies précédemment (cf. le Tableau 6.3). Les commandes des muscles génio-glosse antérieur, médium et postérieur, du stylo-glosse, du hyo-glosse, du transversalis, du lingual inférieur et du mylo-hyoïdien ont alors été augmentées puis diminuées de 2%, 5% et 8% par rapport aux valeurs optimales (une seule commande musculaire modifiée lors de chaque simulation), permettant ainsi de générer 48 nouvelles formes de langue par voyelle. Nous avons alors utilisé les mêmes paramètres que précédemment pour générer les signaux acoustiques et ainsi déterminer les formants associés à chaque fonction d'aire.

Les résultats sont les suivants (Figure 6.19 pour le /i/, Figure 6.20 pour le /u/, Figure 6.21 pour le /a/). Nous les interpréterons à la lumière des résultats présentés dans les pages précédentes sur les conséquences respectives des activations individuelles de chaque muscle (Partie 6.1) et les activations musculaires spécifiées pour chacune de ces voyelles (Tableau 6.3). On remarque que dans les zones pharyngée et vélopharyngée (les 3 nœuds les plus postérieurs),

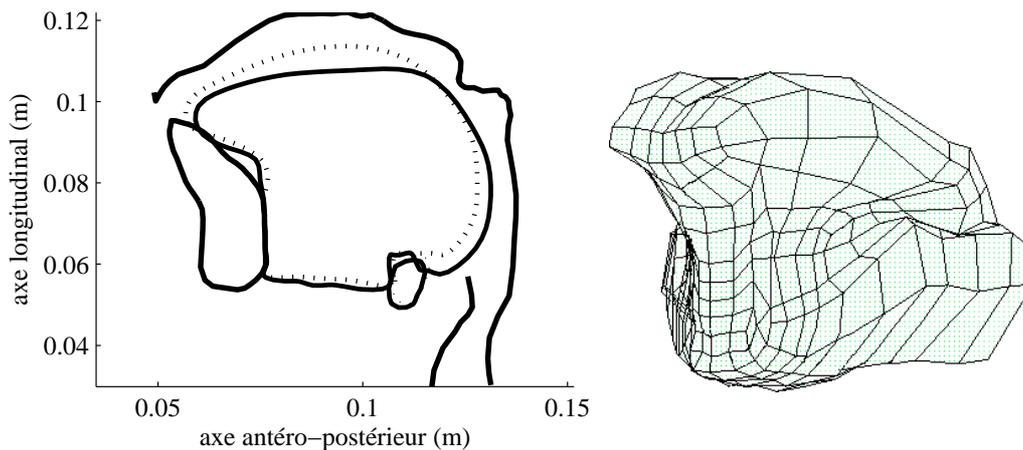


FIG. 6.18 – Simulation de la voyelle /a/, à partir des commandes indiquées Table 6.3. À gauche, les contours des articulateurs linguaux dans le plan médiosagittal. À droite, vue antéro-latérale tridimensionnelle de la langue.

les directions des ellipses de dispersion sont sensiblement les mêmes pour les 3 voyelles : il s'agit essentiellement d'un mouvement dans la direction avant-arrière. Cette orientation de la variabilité articulaire apparaît comme la conséquence de la variation des activations du génio-glosse postérieur (Figure 6.2) et du hyo-glosse (Figure 6.6). On note toutefois une tendance pour ces ellipses à s'incliner légèrement dans la direction haut-bas de l'avant vers l'arrière, quand on passe du /a/, au /u/ puis au /i/. Il est vraisemblable que cette tendance est la conséquence de l'activation croissante du stylo-glosse (Tableau 6.3).

Des différences importantes apparaissent entre les 3 voyelles pour la région du dos de la langue (3^e nœud à partir de l'avant). On observe pour le /i/ une ellipse sans orientation claire (elle tend à se rapprocher d'un cercle), pour le /a/ une ellipse avec une nette orientation avant/haut - arrière/bas et pour le /u/ une ellipse de grand axe essentiellement horizontal (orientation nette avant-arrière). L'orientation de l'ellipse du /a/ s'explique aisément par l'action du génio-glosse antérieur (action essentiellement verticale dans cette zone, cf. Figure 6.4) combinée à celle du hyo-glosse (affectant cette zone essentiellement par un déplacement avant-arrière, cf. Figure 6.6). L'orientation horizontale observée pour le /u/ est, quant à elle, vraisemblablement le résultat des activations du génio-glosse postérieur (Figure 6.2) et du stylo-glosse (Figure 6.5). Mais ces muscles affectent aussi la position verticale des nœuds situés dans cette zone. Par conséquent, nous interprétons la faiblesse de la variabilité dans la dimension verticale pour cette voyelle comme la conséquence des contacts de la langue avec le palais dans sa partie latérale (cf. Figure 6.17). Pour la voyelle /i/, on peut attendre des conséquences des activations du génio-glosse postérieur et du stylo-glosse qui soient similaires à celle du /u/. En effet, pour cette voyelle aussi les contacts latéraux limitent les mouvements verticaux de la masse de la langue. Par contre les variations de l'activation du génio-glosse antérieur (Figure 6.4), responsable du creusement du sillon central caractéristique du /i/ (Figure 6.13), induisent une variabilité plus importante de la partie sagittale de la langue dans cette région. Ceci explique la forme plus arrondie de l'ellipse pour cette voyelle, comparée à la variabilité observée pour /u/.

La position de la région de la lame de la langue (2^e nœud en partant de l'avant) varie similairement pour /i/ et pour /u/, selon un mouvement avant/haut - arrière/bas. On note enfin pour ces 3 voyelles une tendance à une variabilité plus importante dans la zone apicale (nœud le plus antérieur) que dans les autres régions de la langue. L'orientation des ellipses de dispersion est

aussi très spécifique dans cette région caractérisée par une corrélation très forte entre élévation et avancement d'un côté, et abaissement et recul d'un autre côté. Ce caractère spécifique des déplacements de l'apex par rapport au corps de la langue a déjà été observé maintes fois par différents auteurs, et en particulier par Perkell (1969).

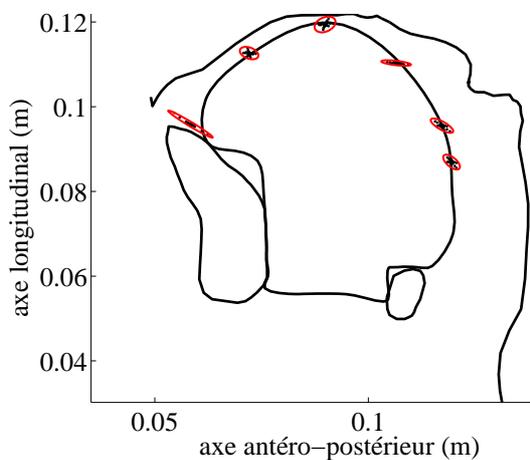


FIG. 6.19 – Ellipses de dispersion pour la voyelle /i/ dans le plan médiosagittal.

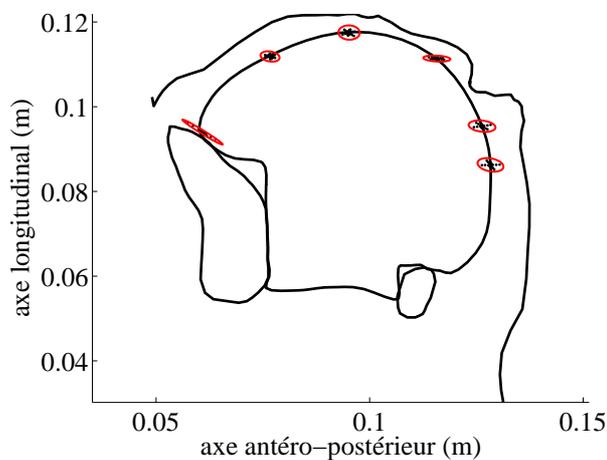


FIG. 6.20 – Ellipses de dispersion pour la voyelle /u/ dans le plan médiosagittal.

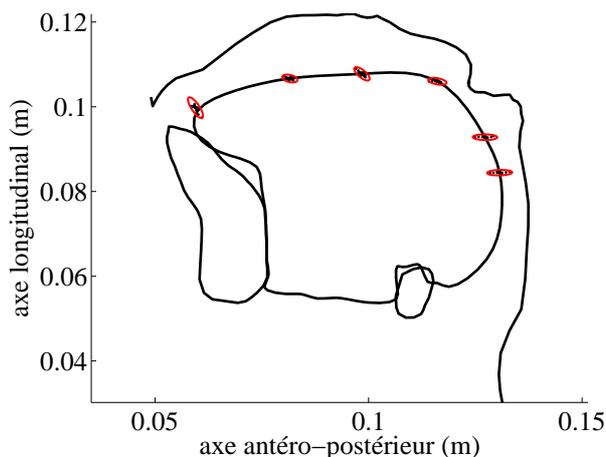


FIG. 6.21 – Ellipses de dispersion pour la voyelle /a/ dans le plan médiosagittal.

Il est intéressant de comparer ces résultats à des données réelles, et pour cela les différents travaux de Perkell et collègues constituent une référence. Perkell et Nelson (1985) ont ainsi analysé des données articulatoires obtenues par imagerie à rayons-X pour de multiples répétitions des voyelles /i/ et /a/ de l'anglais américain, dans différents contextes et pour deux sujets différents. Ils ont observé que pour les deux voyelles, les ellipses des points situés dans la région de la constriction (en d'autres termes, les points les plus proches du palais) tendaient à avoir un grand axe orienté parallèlement au contour du conduit vocal dans cette région (cf. Figure 6.22). Ils ont expliqué ces tendances par l'existence de phénomènes de 'saturation' qui se traduiraient par des non-linearités fortes dans les relations entre commandes musculaires et positions de la langue. Ainsi le fait que pour le /i/ les bords de la langue soient fortement pressés contre le palais tendrait à limiter les possibilités pour la langue de se déplacer verticalement. Pour le /a/, Perkell et Nelson proposent que le mouvement avant-arrière dans le pharynx soit limité par une

saturation de la relation longueur/tension des muscles actifs.

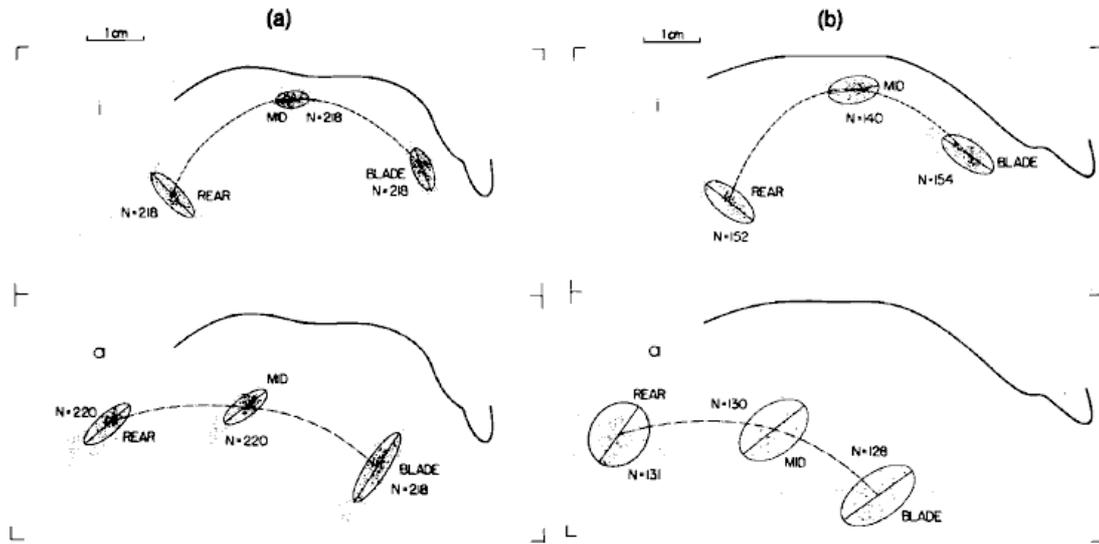


FIG. 6.22 – Les données de Perkell et Nelson (1985) pour deux locuteurs d’anglais américain (a) et (b). La vue est médiosagittale ; les incisives sont sur la droite de la figure. La ligne du haut correspond au /i/, la ligne du bas correspond au /a/. On note que pour les deux locuteurs, les ellipses ‘Blade’ et ‘MO’ sont orientées parallèlement au contour du palais, alors que pour le /a/ l’ellipse tend à s’orienter verticalement, c’est-à-dire parallèlement au contour du pharynx (non représenté ici).

Ces résultats ont été partiellement confirmés par des mesures ultérieures effectuées avec un articulographe électromagnétique (Perkell et Cohen, 1989). Un seul point, situé sur le dos de la langue, a été analysé (cf. Figure 6.23).

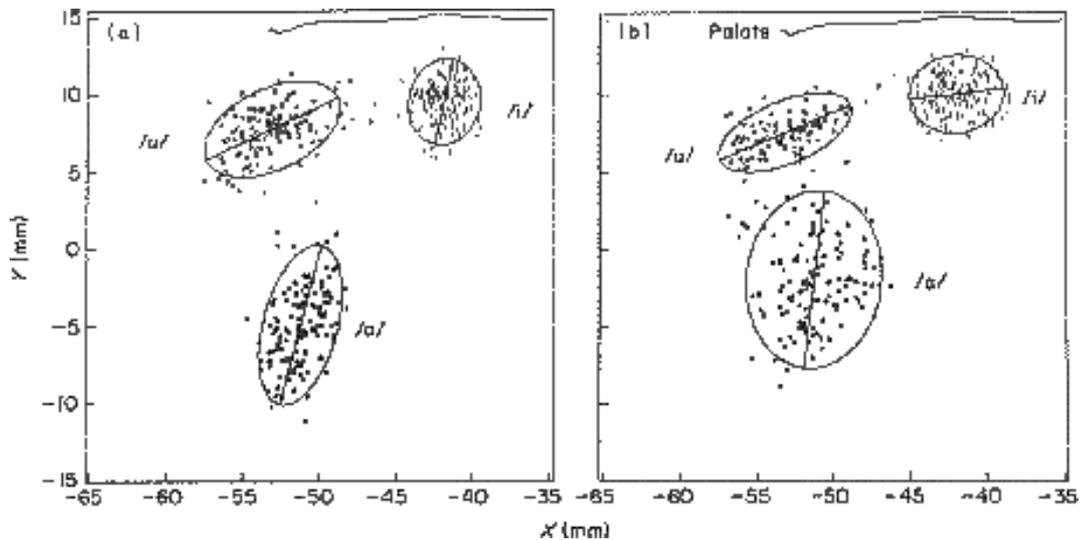


FIG. 6.23 – Les données de Perkell et Cohen (1989) pour deux locuteurs d’anglais américain (a) et (b). La vue est médiosagittale ; les incisives sont sur la droite de la figure. Seules les dispersions mesurées sur le dos de la langue sont présentées.

Pour un des locuteurs (tracés (b)) la tendance observée par Perkell et Nelson se confirme : l’ellipse est verticale pour le /a/ et parallèle au palais pour le /u/ et pour le /i/. On note cependant

une tendance à la variabilité avant-arrière plus faible pour le /i/ ce qui tend à arrondir l'ellipse de dispersion pour cette voyelle. Pour l'autre locuteur (traces (a)), les tendances se retrouvent pour /a/ et /u/, mais l'ellipse du /i/ tend vers une orientation orthogonale au palais. Cependant on observe aussi une faible différence entre la taille du grand axe (perpendiculaire au palais) et celle du petit axe (parallèle au palais) de cette ellipse. Ces dernières tendances, et en particulier le rôle de l'amplitude de la variabilité sur les orientations principales des ellipses) ont aussi été observées par Mooshammer *et al.* (2004) pour trois locuteurs de l'allemand : un des trois locuteurs présentait une grande variabilité articulatoire, et pour ce locuteur, Mooshammer *et al.* ont trouvé, pour /i/ et pour /u/, des ellipses parallèles au palais ; mais pour les deux autres locuteurs, présentant une variabilité beaucoup plus faible, les ellipses tendaient à se rapprocher de cercles et leurs orientations étaient plus aléatoires. Mooshammer *et al.* (2004) avaient alors conclu qu'à un potentiel effet de saturation lié à l'interaction langue/palais se superposait vraisemblablement un contrôle spécifique de la variabilité articulatoire en relation avec des exigences perceptives. Nos simulations de la variabilité posturale des voyelles /i/, /a/ et /u/ apportent un éclairage nouveau au débat. Elles suggèrent qu'effectivement l'interaction langue palais intervenant dans la production de voyelles hautes /i/ et /u/ limite la variabilité dans la direction verticale. Mais elles montrent aussi, que contrairement à ce qu'avait supposé Perkell et Nelson (1985), cet effet est moins fort pour /i/ que pour /u/ dans le plan sagittal du fait du recrutement du génio-glosse antérieur nécessaire à la génération du sillon central caractéristique de cette voyelle. La variabilité de la position vertical de se sillon n'est pas en effet pas limitée par les contacts palataux. C'est donc bien un contrôle spécifique de la variabilité articulatoire qui est nécessaire pour la production du /i/ afin vraisemblablement de satisfaire des critères perceptifs. Cette hypothèse est étayée par la Figure 6.24 qui montre la variabilité des formants F1, F2 et F3 générée par notre modèle pour la variation articulatoire représentée sur les Figures 6.19, 6.20 et 6.21. On constate en effet que la variabilité des formants F1 est plus importante pour /i/ que pour les deux autres voyelles. Or on sait par ailleurs que la perception du /i/ est sensible à des variations de F1 en français (on passe ainsi facilement du /i/ au /e/). De même pour le F3, un F3 trop faible faisant passer la perception de /i/ à /u/. On en déduit donc que la variabilité articulatoire générée dans nos simulations est trop importante pour garantir une bonne perception du /i/. Il faudrait la réduire. Cette nécessité de réduction active de la variabilité articulatoire est vraisemblablement à l'origine des observations de Mooshammer *et al.* (2004) et des mesures effectuées sur le sujet (a) par Perkell et Cohen (1989).

Précisons enfin que notre modèle ne confirme pas pour le /a/ l'hypothèse d'un effet de saturation dans la zone pharyngée. Nous retrouvons bien dans la zone palatale une orientation de l'ellipse de dispersion similaire à celle que trouve Perkell et Nelson (1985) et Perkell et Cohen (1989), mais cette orientation change complètement dans le pharynx. Deux explications potentielles peuvent être envisagées. La première explication serait que le point le plus arrière du /a/ des données de Perkell et Nelson pourrait ne pas être localisé suffisamment à l'arrière. Placée une bille dans le pharynx comme le veut le système de mesure utilisé par Perkell et Nelson (1985) n'est en effet pas chose aisée... De telles mesures n'ayant jamais été répliquées dans le pharynx, cette explication ne peut pas être écartée. La deuxième explication impliquerait les muscles constricteurs pharyngaux qui ne sont pas intégrés dans notre modèle. Leur contraction correspond à un effet de sphincter, effectivement susceptible de stabiliser la langue dans la direction horizontale. De ce point de vue notre modèle n'est pas suffisamment sophistiqué pour permettre de conclure.

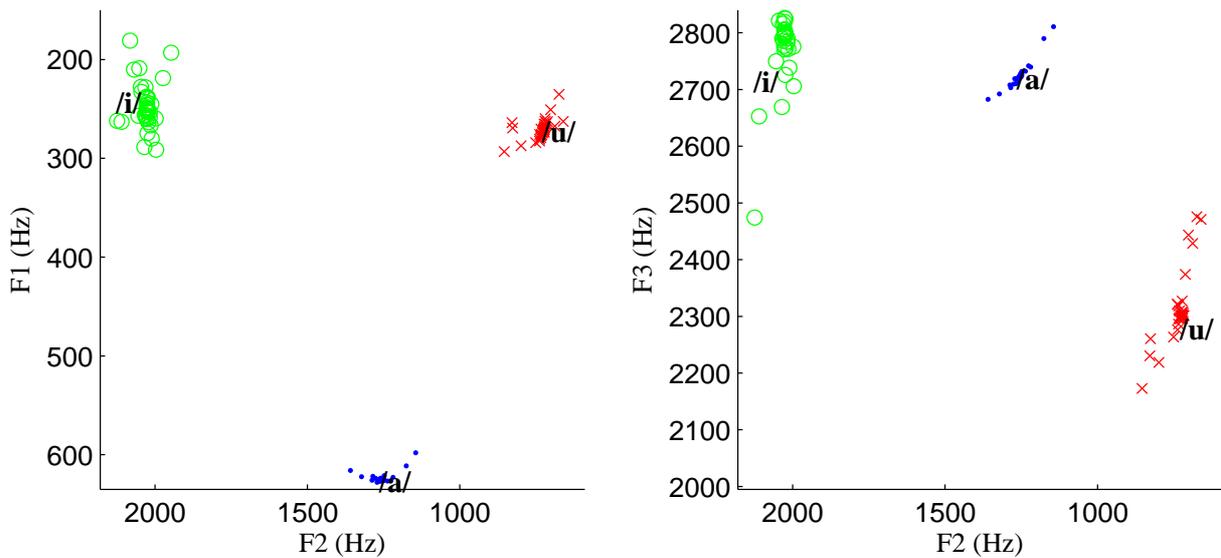


FIG. 6.24 – Variabilité des formants F1, F2 et F3 associée à la variabilité articuloire des Figures 6.19, 6.20 et 6.21.

6.2.2 Les autres voyelles

Les Figures 6.25 à 6.31 obtenues avec les commandes indiquées Table 6.3 reflètent les relations traditionnelles entre les voyelles du français, avec les voyelles /o/ et /ɔ/ occupant des positions postérieures, en arrière par rapport à /a/. Les voyelles /y/, /e/ et /ɛ/ occupent des positions antérieures plus basses que le /i/, la voyelle /e/ étant plus basse que le /y/ et la voyelle /ɛ/ plus basse que le /e/. La voyelle /œ/ est une voyelle postérieure haute, antérieure au /u/ et légèrement plus basse. Pour finir, la voyelle /ə/ est une voyelle moyenne.

Les formants pour l'ensemble des voyelles sont donnés dans le Tableau 6.5 et sont représentés Figure 6.32. Les fonctions de sensibilité figurent Annexe C.

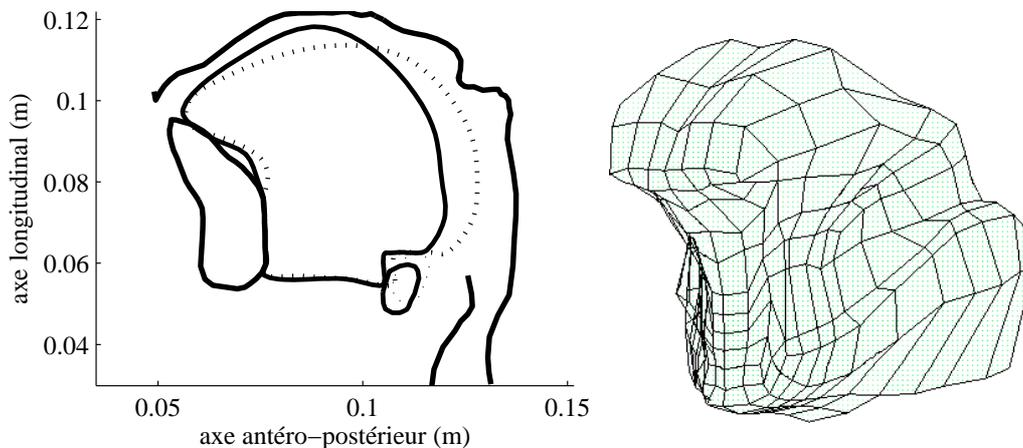


FIG. 6.25 – Simulation de la voyelle /y/, à partir des commandes indiquées Table 6.3.

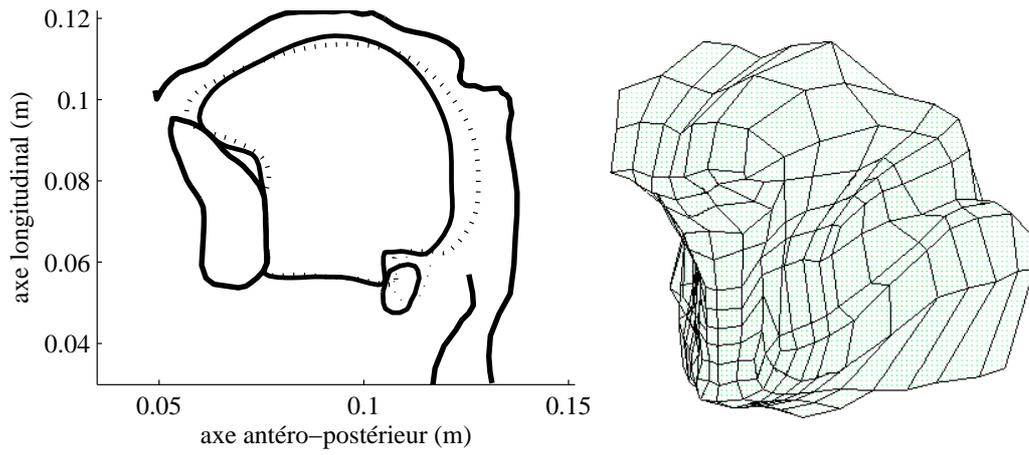


FIG. 6.26 – Simulation de la voyelle /e/, à partir des commandes indiquées Table 6.3.

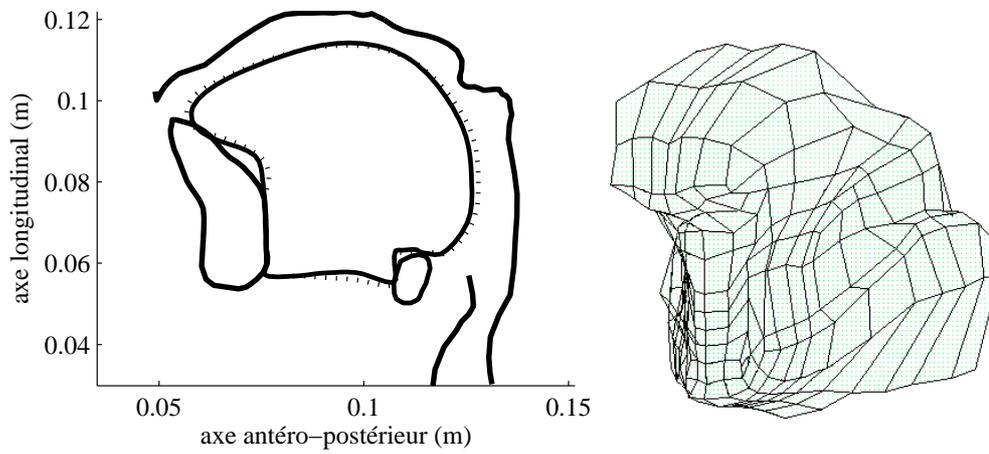


FIG. 6.27 – Simulation de la voyelle /ε/, à partir des commandes indiquées Table 6.3.

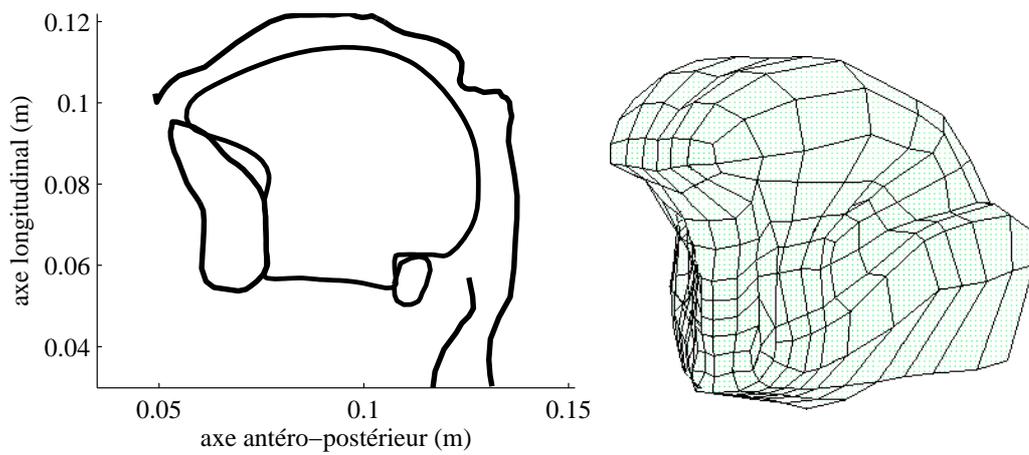


FIG. 6.28 – Simulation de la voyelle /ə/, à partir des commandes indiquées Table 6.3.

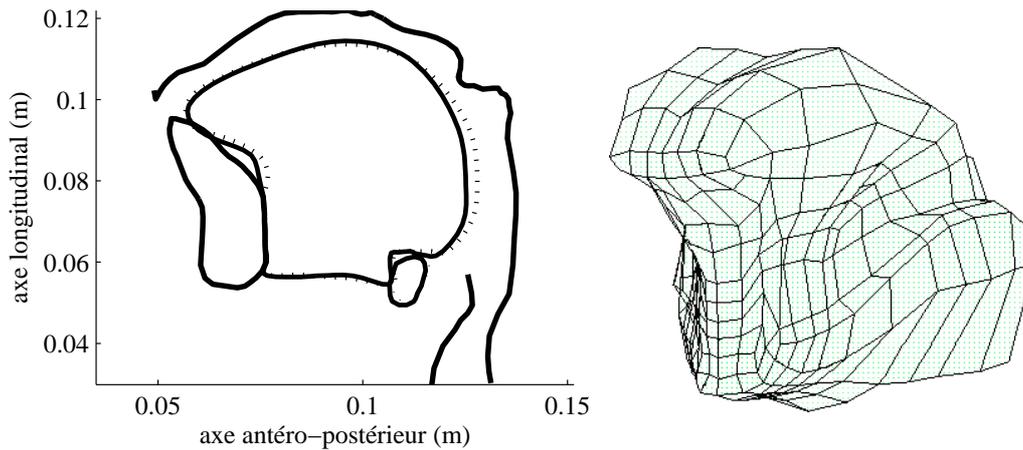


FIG. 6.29 – Simulation de la voyelle /œ/, à partir des commandes indiquées Table 6.3.

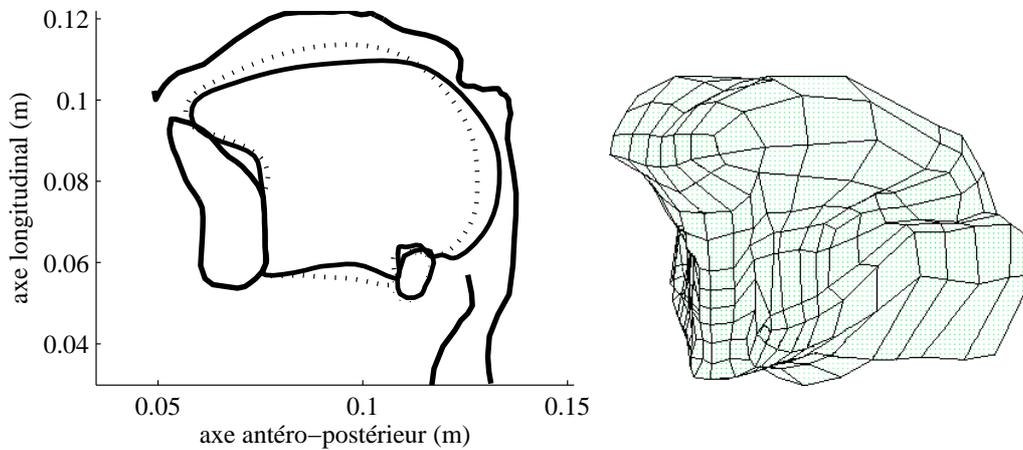


FIG. 6.30 – Simulation de la voyelle /o/, à partir des commandes indiquées Table 6.3.

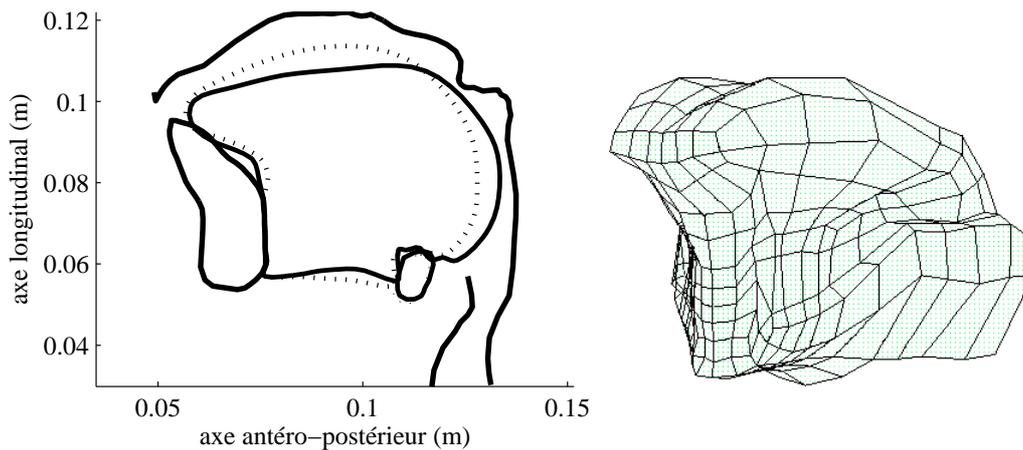


FIG. 6.31 – Simulation de la voyelle /ɔ/, à partir des commandes indiquées Table 6.3.

6.3 Impact de la gravité sur la production de la parole

Les acquisitions de nombreuses données de parole se font alors que le sujet se trouve en position allongée sur le dos. C'est pourquoi de nombreuses études se sont attachées à compa-

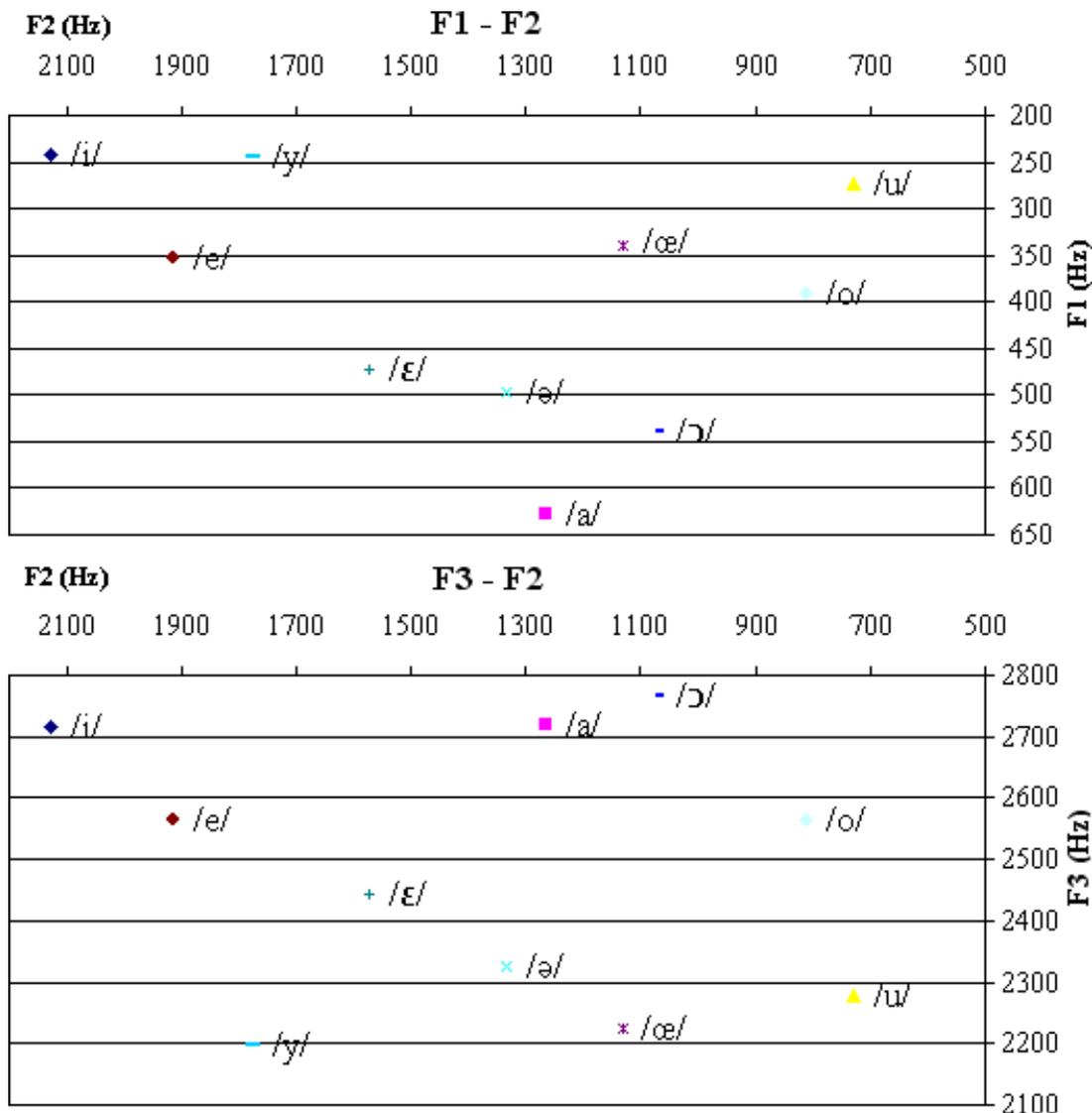


FIG. 6.32 – Représentation des formants pour les différentes voyelles synthétisées dans les plans F1-F2 (en haut) et F3-F2 (en bas).

rer la production de sons voyelles ou consonnes ou la forme du conduit vocal chez des sujets assis, debout ou allongés (Weir *et al.*, 1993; Tiede *et al.*, 2000; Stone *et al.*, 2002, 2007). Les différences observées peuvent avoir des origines diverses ; dans ce chapitre nous nous intéresserons tout d'abord au schéma d'activation nécessaire pour maintenir la langue dans une position neutre en présence d'un champ gravitationnel puis à l'influence de la gravité sur la forme de la langue lors la production des voyelles et son impact sur le signal acoustique.

6.3.1 Quelle stratégie pour maintenir la langue dans une position stable ?

Tous les résultats présentés ci-dessous correspondent à des simulations de 1 s. Pour chaque type de simulation, deux cas sont étudiés, le premier correspondant à un individu en position debout, le second à un individu allongé sur le dos.

6.3.1.1 Influence de la gravité en l'absence d'activation musculaire

La première simulation correspond à l'action de la gravité seule : le générateur de force est désactivé, aucune force interne ne peut donc être générée, que ce soit des forces actives ou des forces réflexes. La position finale de la langue en position debout et allongée sur le dos est donnée Figure 6.33. En position debout, on remarque alors un abaissement marqué du corps de la langue, particulièrement prononcé dans sa partie radicale postérieure, mais visible également dans la zone apicale. En position allongée, un net recul est visible, avec diminution de l'aire du conduit vocal dans la partie laryngée accompagnée d'une rotation clairement visible de l'apex. Ces résultats nous montrent que l'activation d'un certain nombre de muscles de la langue est nécessaire pour maintenir la langue dans une position neutre.

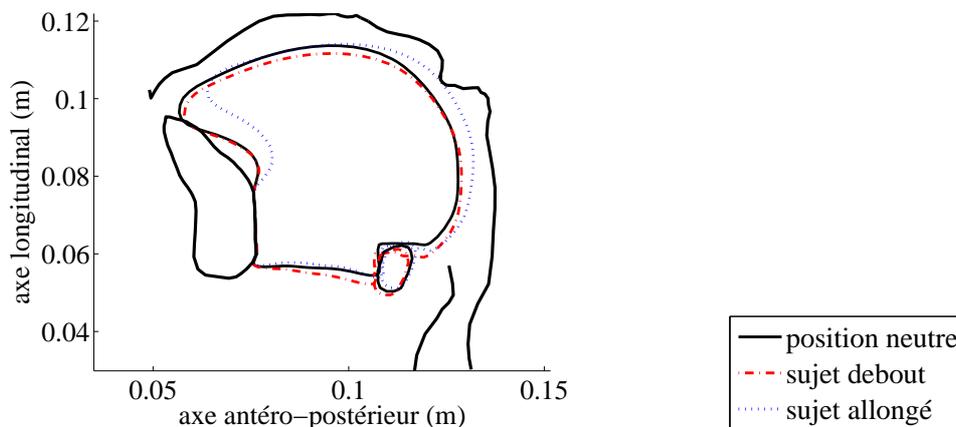


FIG. 6.33 – Position finale de la langue dans le plan médiosagittal après 1 s de simulation sous l'action de la gravité seule. La position neutre (position de repos pour un individu debout) est représentée en traits pleins, de même que la forme de la langue pour un individu debout ou allongé sur le dos.

6.3.1.2 Influence de la gravité en présence d'activation musculaire réflexe ou contrôlée

L'activation de certains des muscles de la langue s'avérant nécessaire pour maintenir la langue dans sa position de repos, nous avons commencé par regarder si le tonus musculaire seul permettait d'assurer cette position de repos. Pour ce faire, nous avons choisi des commandes musculaires égales à la longueur de chaque muscle. Nous pouvons alors observer que les forces générées lors de la déformation de la langue sous l'action de la gravité ne sont pas parfaitement compensées par la seule activation réflexe des muscles (Figure 6.34, gauche). En position debout, on note un léger recul de l'apex et de la partie postérieure de la langue, ainsi qu'une rotation de l'apex en position couchée. Une légère activation volontaire du génio-glosse postérieur et antérieur, ainsi qu'une activation plus forte du mylo-hyoïdien ajoutées à l'action passive des autres muscles permet de compenser la gravité (cf. Figure 6.34, droite). Les commandes musculaires permettant de stabiliser la langue en position debout sont données dans le Tableau 6.3 (voyelle /ə/).

6.3.2 Impact de la gravité sur les voyelles orales du français

Les voyelles présentées au Chapitre 6 ont toutes été resimulées après modification de l'orientation du champ gravitationnel afin de modéliser un sujet en position allongée sur le dos. Les

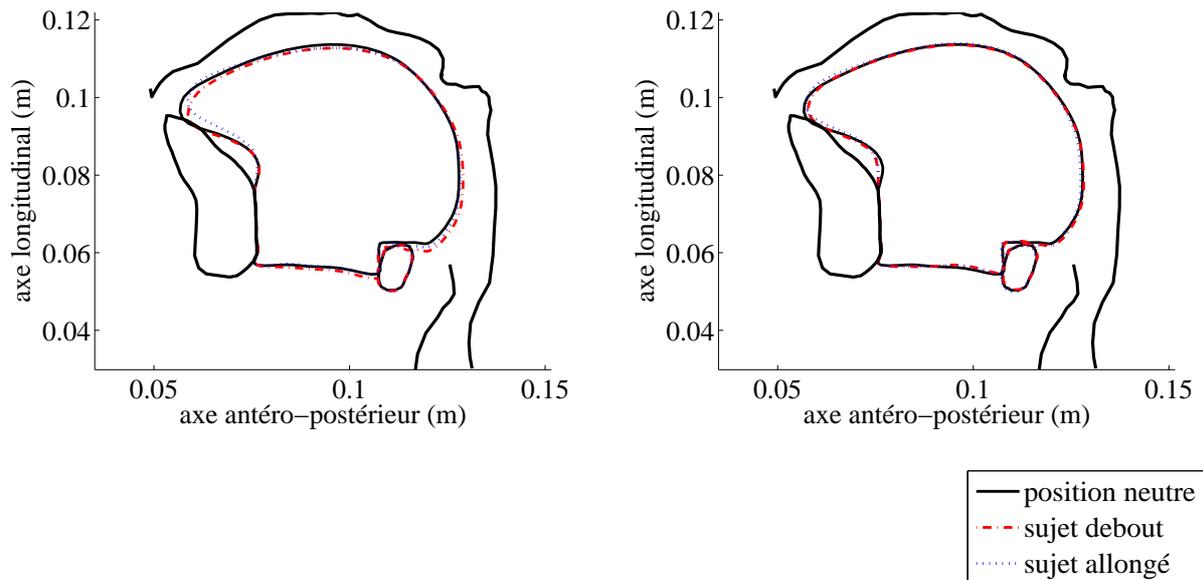


FIG. 6.34 – Position finale de la langue dans le plan médiosagittal après 1 s de simulation avec tonus musculaire seul (gauche) ou combiné avec l'action volontaire de quelques muscles linguaux (droite). La position neutre (position de repos pour un individu debout) est représentée en traits pleins, de même que la forme de la langue pour un individu debout ou allongé sur le dos.

commandes centrales n'ont pas été modifiées.

Les différences de forme de la langue et de valeurs formantiques observées se sont avérées négligeables pour l'ensemble de voyelles. Les différences observées se situent essentiellement au niveau des forces générées pour le génio-glosse postérieur avec une augmentation plus ou moins importante selon les voyelles en position allongée. On note par exemple une augmentation de la force maximale et de la force finale du génio-glosse postérieur de l'ordre de 10% pour la voyelle /a/, de 6% pour le /u/ et de 2% pour le /i/. Globalement, cette modification du niveau de force affecte davantage les voyelles postérieures que les voyelles antérieures. L'augmentation de l'activité du génio-glosse postérieur est couramment observée en position allongée (données EMG de Niimi *et al.* (1994) et Otsuka *et al.* (2000)).

Dans notre modèle, les niveaux de forces montrent que le poids, de l'ordre du newton, serait faible par rapport aux forces musculaires en présence ; une rétroaction de bas niveau serait suffisante pour contrebalancer l'effet du poids, ce qui serait en désaccord avec les valeurs trouvées dans la littérature : Badin *et al.* (2002) signalent par exemple un déplacement de la langue vers l'arrière plus important aussi bien pour les voyelles que les consonnes en position allongée.

6.3.3 Quelques éléments de comparaison avec les données

Les études IRM portant sur la modification de forme de la langue lors du passage de la position debout à la position allongée varient en ce qui concerne l'amplitude des différences observées, et les résultats varient de manière importante selon les patients et les voyelles ou consonnes prononcées. Un mouvement de rétraction de la langue est généralement observé en position allongée, rétraction plus marquée pour les voyelles postérieures que pour les voyelles antérieures (Kitamura *et al.*, 2005; Stone *et al.*, 2007). En plus de la gravité, une légère ro-

tation de la tête ou de la mandibule peut avoir lieu, ce qui pourrait expliquer des différences plus importantes sur les données expérimentales que lors de nos simulations, un déplacement de la mandibule vers l'arrière entraînant obligatoirement un recul de la langue. De plus, dans notre modèle, les parois pharyngées et laryngées sont rigides et les insertions osseuses et ligamentaires de l'os hyoïde sont fixes, ce qui pourrait avoir un impact sur les déplacements de la langue.

Les faibles différences obtenues peuvent également s'expliquer par des niveaux de force trop élevés dans notre modèle, l'action de la gravité sur les structures musculaires étant alors négligeable par rapport aux forces générées par les muscles. D'autres études ainsi que des modifications du modèle seront nécessaires si l'on souhaite mieux comprendre les stratégies mises en place par un individu pour compenser les perturbations dues à la gravité (peu ou pas d'opposition, opposition suffisante pour maintenir certaines caractéristiques comme l'ouverture du conduit vocal ou la qualité des phonèmes, ...).

6.4 La dynamique du geste vocalique

Tous les résultats présentés dans les sections précédentes sont centrés sur l'étude de la position finale de la langue, mais ne prennent pas en compte la dynamique du système étudié, pourtant fondamentale lors de la production de parole. Peu de simulations ont été réalisées à ce jour sur la dynamique de notre modèle, en raison des temps de calculs nécessaires, encore très élevés. Dans cette section, nous présentons les résultats en dynamique obtenus lors de la transition forme /ə/ (position neutre) \rightarrow /a/ \rightarrow /i/ \rightarrow /u/. Une analyse plus approfondie portant sur un nombre plus important de simulations est bien entendu envisagée.

Le schéma d'activation pour chaque muscle est donné Figure 6.35. Soit $\lambda_k(t)$ la commande motrice du muscle k . Au temps $t = 0$, les commandes λ_k sont telles que, $\lambda_k(0) = l_k \quad \forall k$, l_k étant la longueur effective du muscle au repos, soit la longueur de sa plus longue fibre au repos. Les valeurs λ_1 , λ_2 et λ_3 représentent respectivement les cibles définies précédemment pour les voyelles /a/, /i/ et /u/, et indiquées dans le Tableau 6.3. Les temps de transition entre deux voyelles sont égaux à $\Delta t = 30$ ms tandis que les temps de tenue ont été choisis égaux à $\Delta t = 145$ ms, durées suffisantes pour atteindre les différentes cibles vocaliques.

6.4.1 Évolution temporelle du niveau de force des muscles linguaux

Les sommes arithmétiques des forces calculées pour chaque muscle lors de la simulation sont indiquées Figure 6.36. Comme le montre cette figure, tous les muscles sont activés au cours de la simulation (activation volontaire ou réflexe), à l'exception du génio-glosse médium et du lingual supérieur. On peut noter des variations rapides des niveaux de forces pour le muscle lingual inférieur : ces variations correspondent en fait à des oscillations d'amplitude très faible (le niveau de force maximum pour ce muscle est largement inférieur à celui des muscles volontairement actifs), donc sans conséquence sur la stabilité du système. De plus, des oscillations de faible amplitude sont visibles autour des valeurs cibles pour l'ensemble des muscles, ce qui s'explique par le modèle de contrôle moteur utilisé (commande par point d'équilibre) et qui semble trouver dans le tremor que chaque individu a, de manière plus ou moins marquée, une confirmation comportementale pour notre modèle de contrôle. Les niveaux de force maximums observés sont très variables selon les muscles, et les valeurs indiquées pour les voyelles /i/ et /u/ sont similaires aux valeurs données dans le Tableau 6.4 pour des transitions /ə/ \rightarrow /i/ et /ə/ \rightarrow /u/.

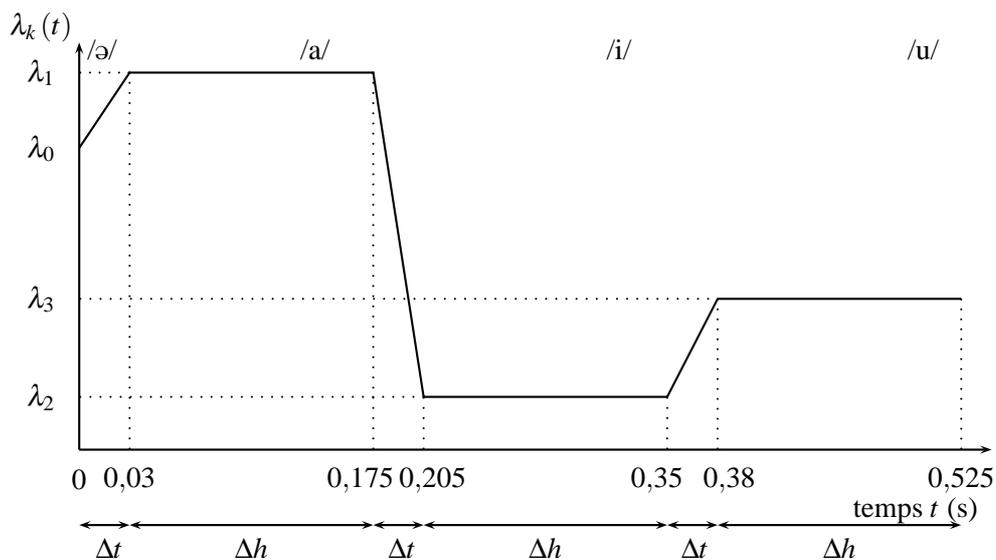


FIG. 6.35 – Évolution temporelle des commandes musculaires $\lambda_k(t)$ pour un muscle k lors de la transition /ə/ → /a/ → /i/ → /u/.

Lors d'une transition vocalique, le niveau de force augmente ou diminue très rapidement avant d'atteindre un plateau plus ou moins stable : les temps observés sont très proches des délais de transition imposés pour les commandes motrices, c'est-à-dire de l'ordre de 30 ms. Lors d'une transition avec augmentation de la commande motrice pour un muscle k entraînant une diminution du niveau d'activation de k (cf. Équation 4.39), une diminution très importante du niveau de force est observée suivie de son augmentation avant d'atteindre le palier suivant. Cette chute parfois brutale (par exemple dans le cas du génio-glosse postérieur lors de la transition /i/ → /u/ ou du génio-glosse antérieur lors de la transition /a/ → /i/) peut s'expliquer par le délai du réflexe tonique d'étirement d choisi égal à 17 ms ($d < \Delta t$) (voir la Section 4.5.4 pour plus de détail). Soit t_{dt} l'instant marquant le début de la transition. En début de transition (temps $t \leq t_{dt} + d$), les longueurs et vitesses prises en compte pour le calcul de l'activation (voir l'Équation 4.39) correspondent aux valeurs déterminées lorsque la voyelle précédente est stabilisée. Si la diminution de la commande motrice est rapide, le niveau d'activation et par conséquent le niveau de force chutent rapidement. Pour $t > t_{dt} + d$, les augmentations de longueurs et de vitesses liées à l'augmentation de la commande motrice interviennent dans le calcul de l'activation ; le niveau d'activation et par conséquent le niveau de force augmentent de nouveau.

Aucune information n'est disponible dans la littérature concernant les niveaux de forces musculaires et leur variation au cours du temps. Cette représentation pourra cependant s'avérer intéressante et riche en information lorsque nous disposerons d'un panel de simulations plus étendu.

6.4.2 Étude de la cinématique de la langue

Le Figure 6.37 représente les contours de la langue lors de la production de la séquence /ə/ → /a/ → /i/ → /u/, deux contours successifs étant espacés de 7,5 ms. Cette séquence est composée :

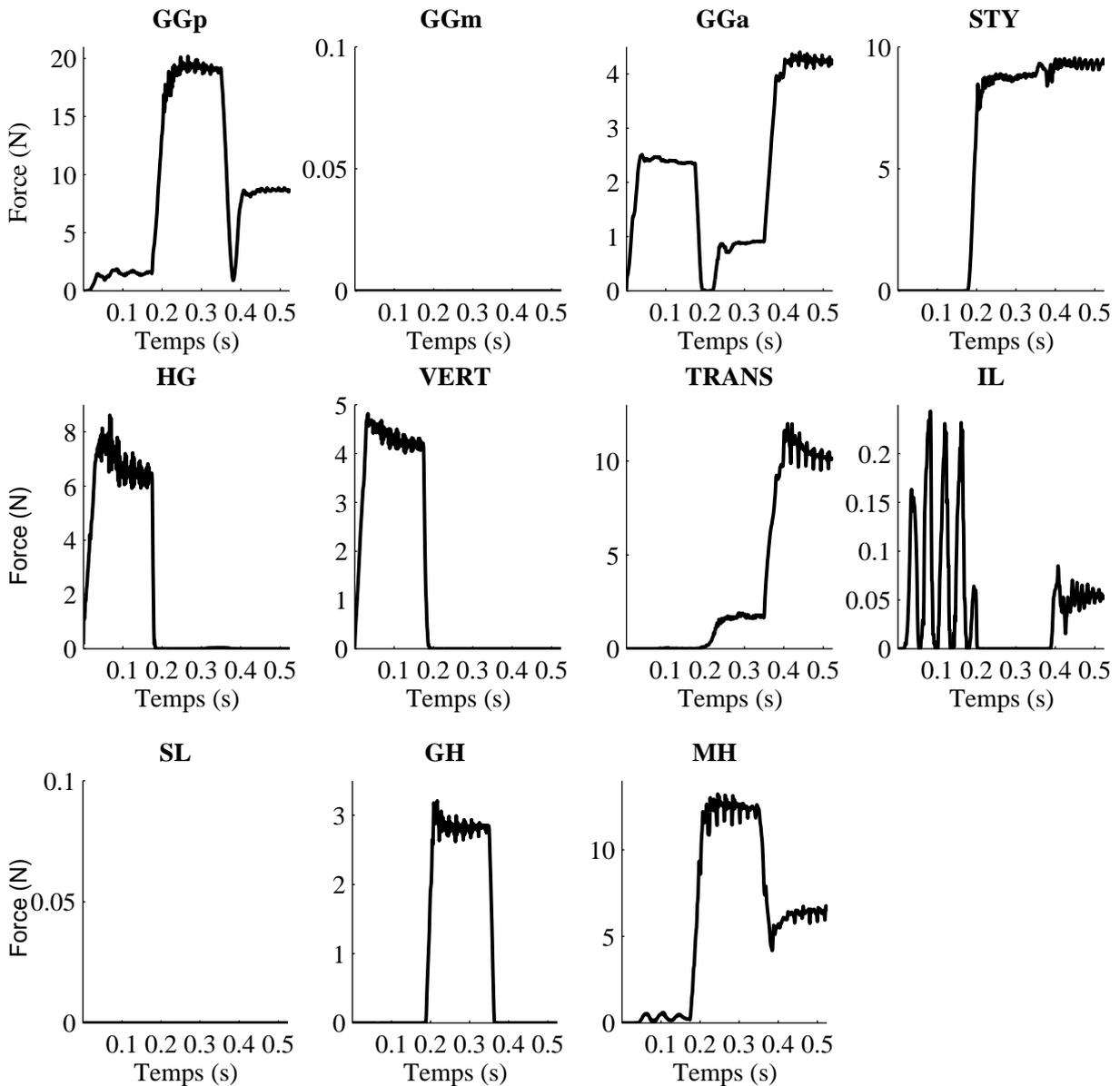


FIG. 6.36 – Évolution de la somme arithmétique des forces pour les différents muscles linguaux lors de la transition /ə/ → /a/ → /i/ → /u/.

- d'un premier mouvement d'ensemble du corps de la langue vers le bas et l'arrière (/ə/ - /a/);
- d'un deuxième mouvement de protraction de la langue vers le haut (/a/ - /i/);
- d'un troisième mouvement vers de l'arrière (/i/ - /u/).

Comme le montrent ces images, les temps de tenue sont suffisants pour aboutir à une stabilisation des voyelles simulées. L'observation de quelques nœuds à la surface de la langue nous montre que leur trajectoire n'est pas rectiligne et varie considérablement selon les positions atteintes et les positions cibles ainsi que leur localisation (zone apicale, dorsale ou pharyngée). Dans le cas du /i/, la trajectoire semble être décomposée en deux parties bien distinctes : un premier mouvement permettant de projeter la langue vers le haut et vers l'avant sous l'action combinée du génio-glosse postérieur et du stylo-glosse, dont les fibres sont alors grossièrement

parallèles à celles du génio-glosse postérieur suivi d'un second mouvement de rotation de l'apex dû au changement d'orientation des fibres du stylo-glosse.

Les simulations portant sur l'impact individuel des muscles (Section 6.1) sur la forme de la langue n'avaient pas permis de retrouver les principales directions de déformation de la langue observées au cours de la production de la parole par Harshman *et al.* (1977) lors de leur analyse PARAFAC (facteurs front raising et back raising). Ces deux directions se retrouvent clairement dans la transition /ə/ → /a/ → /i/ → /u/, probablement grâce à l'action du transversalis, qui semble jouer un rôle fondamental en parole, en particulier pour les voyelles /i/ et /u/.

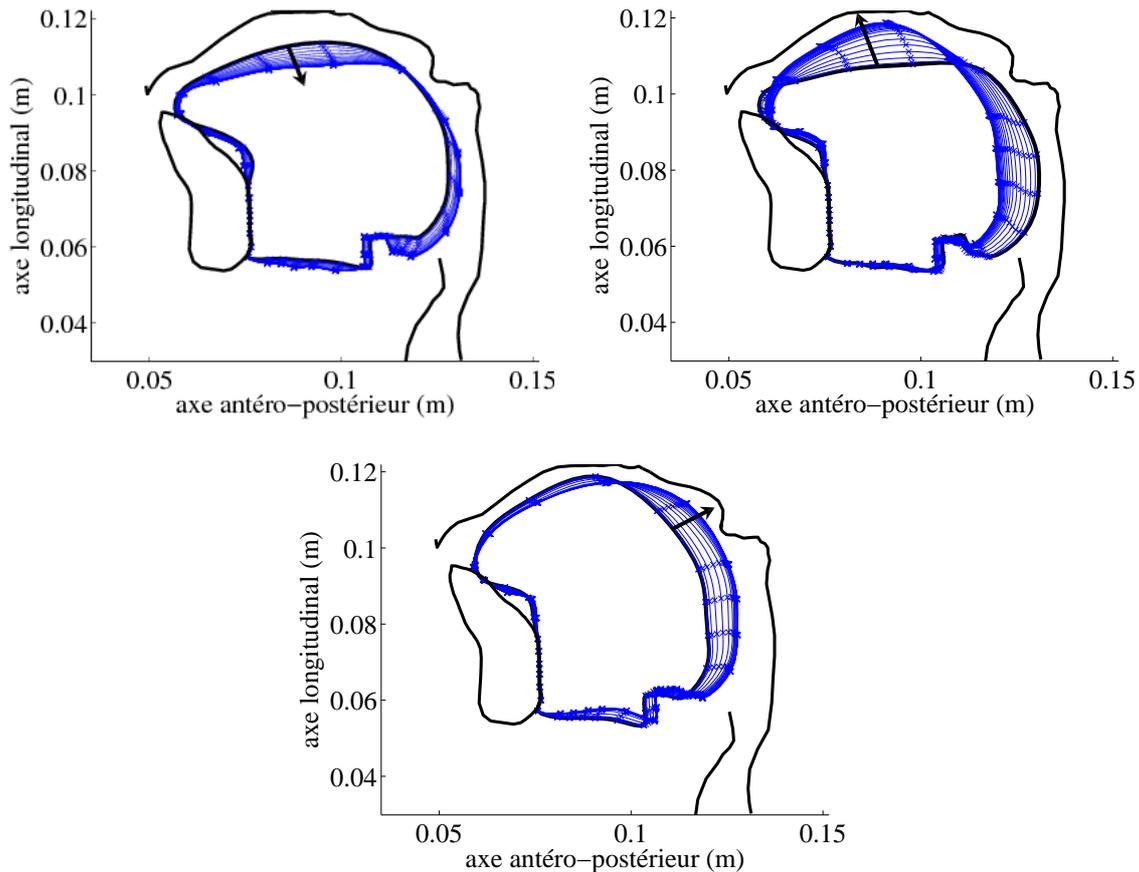


FIG. 6.37 – Évolution de la forme de la langue dans le plan médiosagittal lors de la transition /ə/ → /a/ → /i/ → /u/. Gauche : /ə/ → /a/. Milieu : /a/ → /i/. Droite : /i/ → /u/. Deux positions successives sont espacées de 7,5 ms. Le contour le plus épais représente sur chaque image le contour initial.

La Figure 6.38 représente les vitesses (gauche) et accélérations (droite) de trois nœuds situés à la surface de la langue dans le plan médiosagittal obtenues lors de la simulation de la séquence /ə/ → /a/ → /i/ → /u/. La Figure 6.39 représente les vitesses (gauche) et accélérations (droite) pour une séquence similaire, bien que très légèrement différente (/e/ → /a/ → /i/ → /u/), déterminées à partir de données EMA (articulographe électromagnétique). Les données simulées ainsi que les données enregistrées ont toutes été filtrées à l'aide d'un filtre passe-bas de fréquence de coupure égale à 20 Hz. Les positions des nœuds choisis dans les zones pré-, médio- et post-dorsale pour les deux types de données sont similaires bien que sensiblement différentes. On peut noter que l'ordre de grandeur est le même pour les données mesurées et les données simulées avec des pics de vitesse de l'ordre de 10 cm.s^{-1} pour le /a/, et de $15/20 \text{ cm.s}^{-1}$ pour les voyelles /i/ et /u/.

On peut toutefois remarquer que les profils de vitesse simulés sont légèrement plus étroits que dans les données : les variations de force dans notre modèle semblent trop brutales et méritent à l'avenir d'être explorées. Une variation plus lente des commandes motrices pourrait peut-être modifier ces profils, de même qu'une modification des paramètres définissant les relations force-vitesse pour les muscles linguaux.

Dans le cas des voyelles /a/ et /u/, les profils de vitesse sont globalement symétriques, les muscles recrutés permettant de déplacer l'ensemble du corps de la langue dans une direction unique (vers le bas et l'arrière pour la transition /ə/ → /a/ et vers l'arrière pour la transition /i/ → /u/). Dans le cas de la voyelle /i/, la courbe est asymétrique, que ce soit pour les données expérimentales et simulées ; on retrouve la présence d'un second pic de vitesse avoisinant les 5 cm.s^{-1} lors de la production du /i/ sur les deux familles de données, qui illustre la décomposition mentionnée ci-dessus en deux mouvements distincts pour cette voyelle. Le modèle permet donc de générer des mouvements dont les caractéristiques dynamiques sont en accord avec les données expérimentales. De plus, on retrouve des résultats semblables à ceux de Payan (1996), à savoir des profils de vitesse en cloche à partir d'une variation linéaire des commandes centrales : ces profils émergeraient des contraintes biomécaniques des articulateurs de la parole, et non pas d'une planification définie par le système nerveux central (planification visant par exemple à minimiser le jerk).

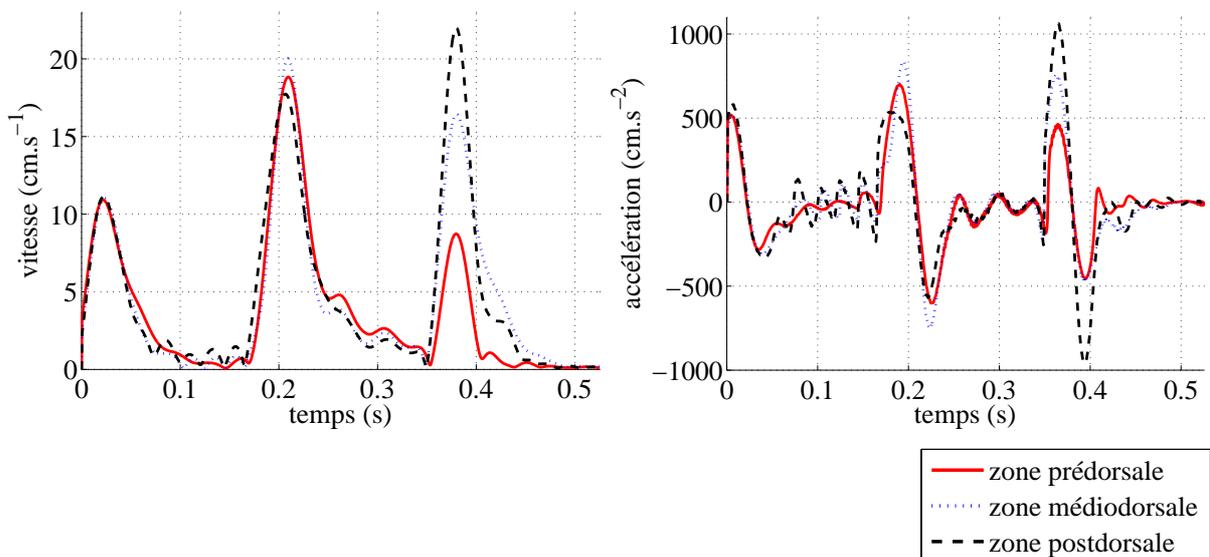


FIG. 6.38 – Courbes de vitesse et d'accélération simulées lors de la transition /ə/ → /a/ → /i/ → /u/ pour trois points appartenant au plan médiosagittal dans les régions pré-, médio- et postdorsale.

Aucune donnée acoustique en dynamique n'est disponible pour les mouvements simulés à l'heure actuelle, le modèle de synthèse utilisé n'offrant pas encore cette possibilité : l'étude de l'évolution des valeurs formantiques devrait à l'avenir permettre d'affiner les comparaisons entre valeurs expérimentales et valeurs simulées.

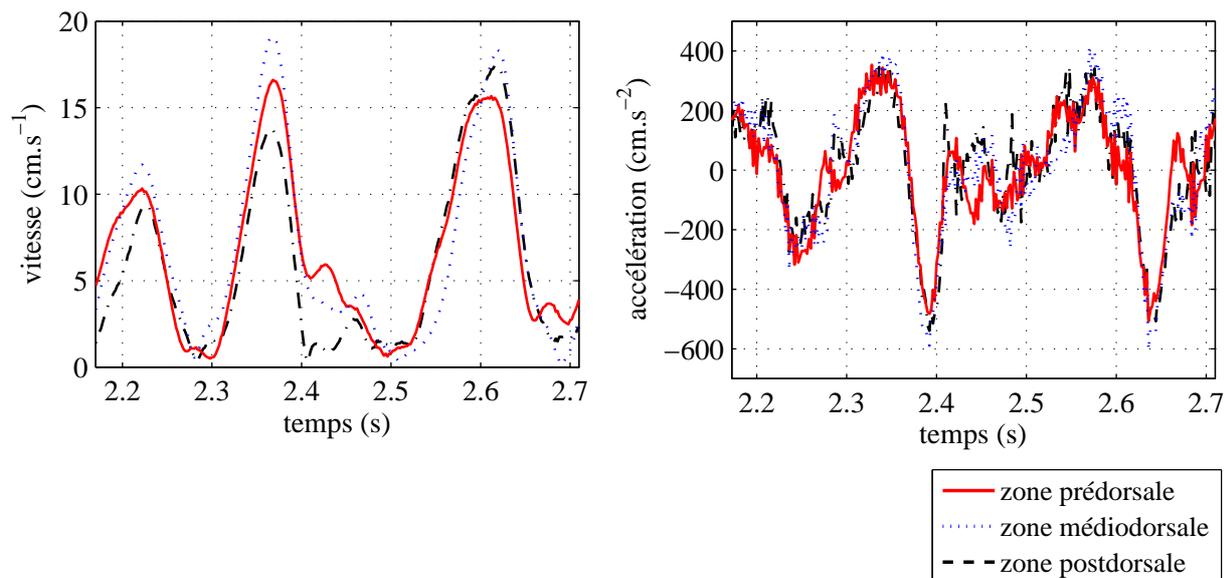


FIG. 6.39 – Courbes de vitesse et d'accélération pour le locuteur PB (données EMA) lors de la transition /e/ → /a/ → /i/ → /u/ pour trois points appartenant au plan médiosagittal dans les régions pré-, médio- et postdorsale.

6.5 L'apport de la modélisation tridimensionnelle à la compréhension des mécanismes de contrôle de la production vocalique

Les résultats présentés dans les pages précédentes de ce chapitre ont déjà mis en évidence certains apports importants que la modélisation tridimensionnelle a permis, comparé à une modélisation bi-dimensionnelle, plus simple, pour la compréhension des mécanismes de contrôle de la production vocalique.

6.5.1 Le rôle du muscle transverse

En premier lieu, il convient de citer la prise en compte de la déformation dans la dimension transversale orthogonale au plan sagittal. Cette prise en compte a permis tout d'abord de mettre en évidence le rôle essentiel du muscle transverse dans le maintien de la dimension de la langue selon cette direction transversale. C'est un rôle de contrôle postural que notre modèle de contrôle fondé sur la théorie du point d'équilibre prend en compte de manière particulièrement efficace, grâce à l'activation réflexe du muscle transverse. Cette activation a pour conséquence le fait qu'une déformation apportée à la langue en une région du plan sagittal se propage essentiellement dans ce même plan. Les modèles bi-dimensionnels, et en particulier celui de l'ICP¹ (Payan et Perrier, 1997), ou 2,5D comme celui de Dang et Honda (2004), rendaient parfaitement compte de cette répartition dans le plan sagittal, mais c'était le fait d'une hypothèse simplificatrice consistant à assimiler conservation du volume et conservation de la surface dans le plan sagittal. En quelque sorte, cette hypothèse incluait implicitement le rôle du transverse, mais sans le formaliser concrètement. Et ceci a conduit à émettre des conclusions partiellement inexacts

¹Institut de la Communication Parlée, actuel département Parole et Cognition du laboratoire GIPSA-lab

sur le rôle des muscles pris individuellement ou en synergie. Ainsi était-il classique de conclure que l'activation du GGp entraînait à elle seule l'avancée de la langue dans sa partie pharyngée et son élévation dans la partie palatale. Nos simulations montrent que l'élévation de la langue reste en réalité faible (voir Figure 6.2), sauf si le transverse est activé (cf le cas du /i/, Figure 6.13). Sur la base des simulations faites avec le modèle 2D de l'ICP, Perrier *et al.* (2000b) avaient conclu que les principales directions de déformation de la langue observées pour différentes langues au cours de la production de la parole (les deux fameux facteurs front raising et back raising des analyses PARAFAC de Harshman *et al.* (1977), mais voir aussi Jackson (1988), Maeda (1990), Nix *et al.* (1996), Hoole (1998), et, plus récemment Mokhtari *et al.* (2007)) étaient le résultat non pas d'un contrôle spécifique de la parole, mais, plus simplement, des actions naturelles des principaux muscles, GGp, GGa, hyo-glosse et stylo-glosse. Une hypothèse proche avait d'ailleurs été proposée par Honda (1996) à partir de données EMG. Nos résultats permettent de corriger ces conclusions : on peut en effet dégager 'naturellement' ces directions principales de déformation, à condition que l'élargissement de la langue dans la dimension transversale soit strictement contrôlé par l'activation du transverse. L'activation du transverse n'est évidemment pas spécifique de la parole, mais il est indispensable pour permettre un contrôle précis du positionnement du lieu d'articulation dans le conduit vocal. C'est la modélisation tridimensionnelle qui a permis cette conclusion.

6.5.2 Un effet de saturation pour le /i/ ?

Une autre conclusion importante des simulations que nous avons faites grâce à la modélisation 3D concerne le rôle du GGa dans la production du /i/. Contrairement à ce que laissent penser des travaux statistiques (voir par exemple, Badin *et al.* (2002)) le creusement du sillon central du /i/, observé dans de nombreuses langues, n'est pas une conséquence de l'activation du GGp et du stylo-glosse. Il est obtenu très spécifiquement par l'activation du GGa. Une des conséquences importantes de cela est que contrairement à ce qu'ont supposé de nombreux travaux (cf. en particulier Perkell *et al.* (2000)), il n'y aurait pas d'effet de saturation qui faciliterait le contrôle de l'aire de la constriction du /i/. Cette proposition avait été faite par Fujimura et Kakita (1979) à l'aide d'un modèle tridimensionnel très grossier de la langue. Ils avaient montré avec ce modèle que la langue était stabilisée lors de la production du /i/ lorsqu'elle appuyait latéralement sur le palais par l'action coordonnée du GGa et du GGp qui la rigidifiait. Notre modèle, plus réaliste, confirme qu'effectivement la langue est stabilisée dans sa globalité par ces appuis palataux, mais il permet aussi d'observer que la variabilité de l'activation du GGa entraîne une variation du creusement du sillon. Cette variation est très localisée dans une langue globalement bien stabilisée, mais elle est fondamentale pour l'acoustique, car elle joue sur la taille de la constriction. Ce résultat est donc majeur et mérite approfondissement, car il questionne une hypothèse très couramment utilisée pour expliquer le contrôle précis de la voyelle /i/.

6.5.3 Les images Tagged MRI permettent-elles d'inférer les activations musculaires ?

Une troisième propriété importante de la modélisation tridimensionnelle réside dans le fait qu'elle donne une cartographie précise des contraintes et déformations de l'ensemble du corps de la langue au cours des mouvements de la parole. Ces cartes sont présentées dans l'Annexe B

de ce manuscrit, pour les actions individuelles de chacun des muscles de la langue (Figures B.2 à B.23), puis pour les actions coordonnées utilisées pour la production des voyelles cardinales /i/, /a/, /u/ (Figures B.24 à B.29). Ces résultats sont tout particulièrement intéressants quand on connaît les hypothèses faites par les utilisateurs de la technique dite de ‘Tagged MRI’ pour inférer de leurs données des connaissances sur l’activation des muscles de la langue.

La technique ‘Tagged MRI’ est une technique d’imagerie par résonance magnétique dans laquelle un certain nombre de petits éléments du volume étudié est magnétisé en opposition de phase avec le reste des tissus, de telle sorte que, lors de la phase de restitution de la magnétisation, ces petits éléments ne sont pas vus par le récepteur. Ils apparaissent alors dans l’image comme des zones noires dont il est facile de repérer les déplacements d’une image à l’autre. On peut ainsi suivre spécifiquement les mouvements de portions élémentaires des tissus analysés. A notre connaissance cette technique a été utilisée pour l’étude de la langue pour la première fois par Niitsu *et al.* (1992) puis par Niimi *et al.* (1994), et Napadow *et al.* (1999). Mais ce sont les travaux plus récents, et plus systématiques, de Stone et collègues (Stone *et al.* (2000, 2001); Parthasarathy *et al.* (2007)) qui ont exploité le plus systématiquement cette technique pour l’étude des déformations linguales. Ainsi, en plaquant un modèle déformable à éléments finis (Stone *et al.*, 2001) sur les images successives ou en mesurant les variations de longueur de segments joignant ces petits éléments d’une image à l’autre (Parthasarathy *et al.*, 2007), il est possible d’utiliser la mesure des déplacements de ces petits éléments pour calculer très quantitativement une carte des déformations des tissus linguaux dans l’ensemble du volume. Étant données les difficultés rencontrées en général dans la collecte de données EMG fiables pour les muscles linguaux, les utilisateurs de la technique ‘Tagged MRI’ ont proposé d’exploiter cette technique pour inférer les patrons d’activation musculaire. Ces inférences s’appuient sur l’hypothèse qu’une déformation significative de la région anatomique d’un muscle de la langue est la preuve d’une activation active de ce muscle. Ces résultats sont même devenus dans certains cas une référence et c’est ainsi que Dang *et al.* (2006) les ont utilisés pour évaluer les prédictions d’activation faites avec leur modèle de la langue.

Or, ainsi que le suggèrent Parthasarathy *et al.* (2007) :

It is important [...] to understand the assumptions made in moving from a pure kinematic measurement to a dynamic model. The observed compressions were assumed to be contractions and the effects of muscle contractions were also assumed to be direct. We acknowledge that there are many possible strategies of motor equivalence.

Notre modèle de la langue tridimensionnel et dynamique offre donc une possibilité unique d’étudier plus systématiquement cette question. Il permet d’observer dans le détail les patrons de déformation et de les associer avec les commandes musculaires connues. Il est ainsi possible de mesurer très précisément quelle peut être la contribution d’‘effets indirects’ (i.e. de l’activation d’autres muscles) dans la compression de la région anatomique d’un muscle donné. Pour cela il convient d’analyser les cartes de déformation générées par les contractions de chaque muscle individuellement (Figures B.2 à B.23).

Si on observe les cartes des déformations globales (adimensionnelles) de von Mises dans le plan sagittal et dans le plan coronal (cartes situées dans la ligne du milieu et à gauche dans les Figures B.2 à B.23), on constate que ce sont bien les régions anatomiques du muscle activé qui subissent les déformations les plus importantes. Mais on peut aussi noter que, pour certains muscles, d’autres régions, le plus souvent adjacentes, subissent aussi de fortes déformations. C’est par exemple le cas dans le plan sagittal de la zone du génio-glosse antérieur lors

de l'activation du génio-glosse médium (Figure B.4) ou de la zone du lingual supérieur lors de l'activation du verticalis. C'est aussi le cas, dans le plan coronal, de la région du mylo-hyoïdien qui est compressée lorsque le lingual inférieur est activé. Mais globalement cela n'affecte pas les régions anatomiques des muscles principaux que sont le GGp, le stylo-glosse ou le hyo-glosse.

Si on s'intéresse maintenant aux deux premières déformations principales (cartes situées dans la ligne du milieu et à droite, et dans la ligne du bas et à gauche dans les Figures B.2 à B.23), ainsi que le suggèrent Stone et collègues on a des résultats plus nuancés. Ainsi peut-on noter dans le plan sagittal que lors de l'activation du GGp, la deuxième déformation principale s'étend vers le haut et vers l'avant jusqu'au GGa, que lors de l'activation du stylo-glosse cette deuxième déformation principale s'étend de manière importante aux régions du GGp et du GGa (avec une déformation plus importante que pour la zone même du stylo-glosse) ou, enfin, que lors de l'activation du hyo-glosse, la deuxième déformation principale s'étend à presque toute la langue. Pour la première déformation principale, ce phénomène apparaît plus rarement, mais on note tout de même que la zone du GGp est une des plus affectées lors de l'activation du transversalis, ou que l'activation du GGa induit des déformations à peine plus faibles dans la zone du GGp. D'autres exemples du même type peuvent être trouvés dans le plan coronal : la première déformation principale générée par l'activation du GGp affecte la région du GGa, la deuxième déformation principale générée par le stylo-glosse s'étend à la région du transversalis, du GGa et du verticalis.

Si maintenant on considère les cartes données en Figures B.24 à B.29 pour les 3 voyelles cardinales, dont les activations et les niveaux de force musculaire sont donnés dans les Tableaux 6.3 et 6.4, on constate que la lecture des activations à partir des déformations devient très délicate. Pour ces 3 voyelles, aucune inférence sérieuse ne peut être faite à partir de la carte de la deuxième déformation principale. Pour /i/ la carte des déformations globales de von Mises dans le plan sagittal (Figure B.24) permet de constater que le GGp est actif, mais aucune trace de l'activation du stylo-glosse n'est visible. Pour le /u/, cette même carte (Figure B.26) permet de noter l'activation du stylo-glosse, mais rien ne témoigne de l'activation du GGp. Quant au /a/ aucune des représentations proposées ne permet de deviner les patrons d'activation sous-jacents (Figures B.28 et B.29).

En conclusion, il semble que l'on puisse utiliser dans certains cas la technique Tagged MRI pour inférer le muscle le plus actif. Il est cependant important de ne pas utiliser n'importe quelle méthode pour calculer les déformations. On note ainsi que les déformations (adimensionnelles) de von Mises offre une information relativement fiable sur le muscle le plus actif. C'est un peu moins vrai de la première déformation principale, et ce n'est plus du tout vrai pour la seconde déformation principale. Par contre, il apparaît aussi clairement que la méthode des Tagged MRI n'est plus fiable lorsqu'il s'agit d'inférer les autres muscles actifs, derrière le muscle principal. A cet égard, les exemples des 3 voyelles cardinales sont très explicites. Enfin, d'une manière plus générale, il est nécessaire de souligner que l'inférence des activations musculaires à partir des déformations n'est pas toujours efficace. Ainsi, pourrait-on inférer de la carte des déformations de von Mises dans le plan coronal pour la voyelle /i/ que le transversalis n'est pas actif (Figure B.25). Rien d'étonnant, car nous avons vu que son rôle ne consistait pas à générer une déformation de manière directe, mais à limiter une déformation dans la direction transversale pour permettre à d'autres muscles d'être plus efficaces dans le plan sagittal. C'est un rôle majeur, nous l'avons vu, mais qui, parce qu'il a vocation d'éviter des déformations, ne peut pas être repéré par la technique de Tagged MRI.

Utilisation du modèle comme aide au planning chirurgical

La finalité du projet présenté dans ce mémoire est d'élaborer un outil logiciel qui permettrait à un chirurgien de créer un modèle biomécanique tridimensionnel de la cavité buccale respectant l'anatomie du patient, de simuler les modifications anatomiques induites par la chirurgie et la reconstruction éventuelle pour finalement prédire quantitativement et estimer les conséquences de ces modifications anatomiques sur la mobilité linguale et la production de parole.

De nombreuses étapes seront nécessaires avant de pouvoir développer un outil satisfaisant l'ensemble de ces objectifs. Outre les étapes de validation, sur notre locuteur de référence PB afin de vérifier le comportement de notre modèle puis sur des patients, démarche indispensable pour l'utilisation d'un tel outil dans un cadre chirurgical, une modification de l'architecture de notre modèle semble s'imposer afin de le rendre facilement adaptable à la morphologie d'un patient. Un modèle éléments finis se doit en effet de respecter des critères de régularité pour être exploitable (cf. la Section 4.1.2.8). Les contraintes imposées par le respect de la structure interne de la langue et de la forme des fibres rendent le matching patient-spécifique relativement compliqué avec notre modèle. De plus, nous aurons besoin de développer des algorithmes pour pouvoir facilement définir des traits de découpe en trois dimensions, ainsi que pour spécifier le lambeau à utiliser pour la reconstruction (forme approximative). Pour finir, nous aurons besoin de caractériser les différents types de lambeaux utilisables pour une chirurgie linguale.

Les études conduites à ce jour visent à étudier l'apport d'un outil de planning pour la chirurgie linguale. Pour ce faire, nous nous proposons ici d'implémenter deux types d'exérèse fréquents, une hémiglossectomie et une résection du plancher buccal sur notre modèle adapté au locuteur PB, non sur un patient. Nous présenterons tout d'abord la démarche effectuée pour modéliser ces chirurgies, les hypothèses réalisées pour modéliser l'action des muscles après amputation partielle, puis la manière dont la raideur du lambeau est prise en compte pour la reconstruction. L'impact de ces chirurgies sur quelques muscles linguaux puis sur la production des voyelles /i, a, u/ est finalement analysé. Les commandes musculaires (valeurs et évolution temporelle) utilisées pour la simulation de ces trois voyelles correspondent aux commandes indiquées au Chapitre 6.

7.1 Méthodologie

De nombreuses avancées ont été réalisées afin de simuler des découpes de tissus mous sur des maillages éléments finis pour le planning chirurgical ou au sein de simulateurs de chirurgie (Cotin *et al.*, 2000; Picinbono *et al.*, 2002; Heng *et al.*, 2006; Lee *et al.*, 2007). Ces méthodes, qui ont fait leurs preuves, reposent généralement sur des modèles composés de tétraèdres et nécessiteront probablement d'être adaptées si l'on conserve un maillage de la langue à base d'hexaèdres. Notre but se limite actuellement à la simulation de gestes simples afin de valider la méthode proposée, une approche aussi complexe semble donc inutile à l'heure actuelle : nous nous contenterons de supprimer les éléments correspondants aux tissus excisés, de modifier leurs propriétés en cas de reconstruction à l'aide d'un lambeau et de mettre à jour la structure interne de la langue, c'est-à-dire les muscles et les fibres qui la composent.

7.1.1 Modélisation de deux types d'exérèse

Pour les deux types d'exérèse présentés ci-dessous, seuls les muscles de la langue et du plancher buccal sont affectés. Les chirurgies touchant par exemple la mandibule ne sont pas modélisées pour l'instant.

7.1.1.1 Hémi-glossectomie

Comme mentionné section 2.1.2.1, la plupart des cancers touchant la langue sont localisés sur ses bords latéraux, au niveau du tiers moyen. Pour des tumeurs dont le diamètre est supérieur à 2 cm, le recours à une hémi-glossectomie est le traitement recommandé. Dans l'implémentation proposée, qui correspond à une hémi-glossectomie gauche (Figure 7.1), la résection affecte une large majorité des muscles linguaux. Les muscles suivants sont sectionnés (voire supprimés) :

- la totalité du muscle stylo-glosse gauche
- la partie antérieure gauche du muscle lingual supérieur
- la partie antérieure des muscles verticalis gauche, transversalis gauche et lingual inférieur gauche
- la partie supérieure du muscle hyo-glosse gauche
- la quasi totalité des muscles génio-glosses gauches antérieur et médium
- la partie antérieure du muscle génio-glosse postérieur gauche (résection limitée)

Le plancher buccal (mylo-hyoïdien et génio-hyoïdien) n'est absolument pas affecté.

7.1.1.2 Résection du plancher buccal

Le second exemple de chirurgie implémenté à l'aide de notre modèle correspond à une résection du plancher buccal élargie, réalisée lorsqu'une tumeur atteint la partie antérieure du plancher (cf. la Section 2.1.2.2). L'implémentation proposée est donnée Figure 7.2.

Pour cette modélisation, les deux principaux muscles constituant le plancher buccal sont réséqués, à savoir le mylo-hyoïdien et le génio-hyoïdien. La partie antérieure du génio-glosse est également excisée. La langue mobile est entièrement préservée.

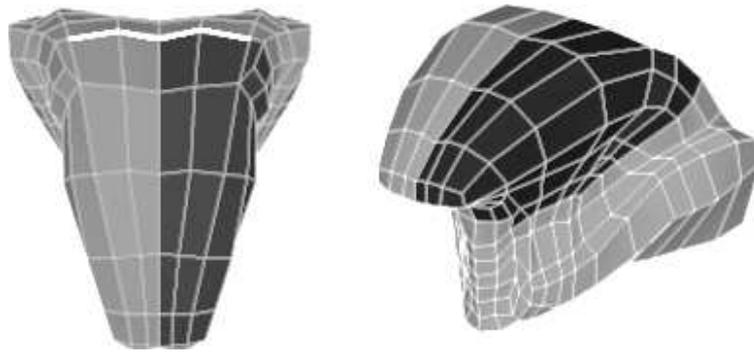


FIG. 7.1 – Modélisation d’une hémiglossectomie gauche. Les éléments les plus sombres correspondent aux tissus réséqués et la ligne blanche (image de gauche), au V lingual. À gauche : vue supérieure, à droite : vue oblique.

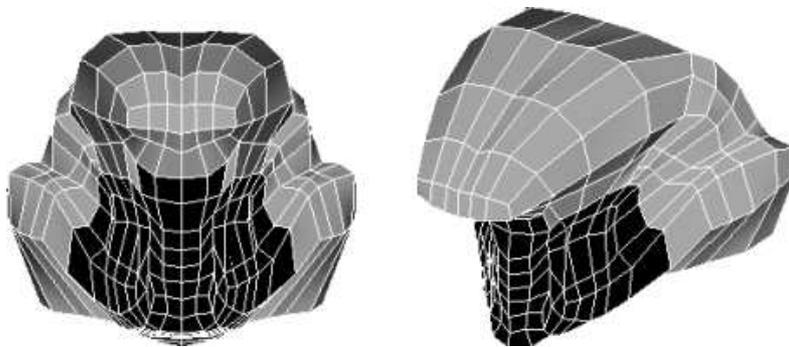


FIG. 7.2 – Modélisation d’une résection du plancher buccal. Les éléments les plus sombres correspondent aux tissus réséqués. À gauche : vue frontale, à droite : vue oblique.

7.1.2 Caractéristiques des lambeaux

Les deux types d’exérèse mentionnés ci-dessus nécessitent généralement une reconstruction, la taille des tissus excisés étant conséquente. Trois types de reconstruction mettant en jeu différentes propriétés biomécaniques du lambeau ont été étudiés :

- utilisation d’un lambeau dont les propriétés biomécaniques sont identiques à celles des tissus passifs d’une langue saine (Figure 4.22). Ce lambeau sera noté $L_{\times 1}$.
- utilisation d’un lambeau dont la rigidité est 5 fois plus faible que celle des tissus passifs de la langue (ce lambeau sera noté $L_{\times 0.2}$)
- utilisation d’un lambeau dont la rigidité est 6 fois plus élevée que celle des tissus passifs de la langue (ce lambeau sera noté $L_{\times 6}$)

Les valeurs définies ci-dessus permettent d’obtenir des lambeaux dont la gamme de rigidité semble raisonnable mais qui pourra à l’avenir être reprécisée lorsque les propriétés biomécaniques des lambeaux couramment utilisés en chirurgie linguale auront été déterminées¹. Le coefficient de Poisson et la densité sont identiques à ceux des tissus linguaux. Pendant une simulation, les éléments correspondant aux lambeaux sont totalement inactifs ; leur déformation est due à celle des éléments environnants et à la gravité. Par simplicité, les lambeaux utilisés recouvrent exactement la zone excisée dans la modélisation actuelle.

¹projet actuellement en cours au sein du laboratoire TIMC-IMAG

7.1.3 Comportement des muscles après exérèse

Lors de l'implémentation des résections linguales, nous avons été confrontés au problème de la modélisation des muscles sectionnés. En effet, peu d'informations semblent disponibles dans la littérature à ce sujet, nous avons donc été amené à effectuer un certain nombre d'hypothèses qui sont présentées ci-dessous. Après une exérèse, les fibres musculaires seront soit intactes, soit entièrement supprimées, soit sectionnées. Chacun de ces cas nécessite un traitement particulier.

Cas des fibres musculaires intactes : nous faisons l'hypothèse que les motoneurones α innervant ces muscles et que les faisceaux neuromusculaires correspondants n'ont pas été endommagés. Le comportement des macro-fibres n'est donc pas modifié : seule leur capacité de génération de force (paramètre ρ du modèle λ , dépendant de la section du muscle) est abaissée si le volume de muscle les entourant a diminué.

Cas des fibres entièrement supprimées : la modélisation est très simple, les macro-fibres étant considérées comme ne pouvant générer aucune force musculaire.

Cas des fibres sectionnées : ce dernier cas est le plus complexe et peu de données existent à notre connaissance sur ce sujet.

Si les fibres sont sectionnées en leur milieu (cas rare dans les simulations effectuées), donnant ainsi naissance à deux fragments de petites tailles non connectés, le même traitement est utilisé que pour les fibres supprimées. De nombreuses études portant sur les blessures musculaires montrent qu'en cas de déchirure musculaire par exemple, les parties nécrosées des fibres sectionnées vont rapidement disparaître sous l'action de macrophages et qu'une repousse axonale plus ou moins rapide va intervenir afin de fusionner les deux parties des fibres musculaires (Järvinen *et al.*, 2005) : la fonction du muscle est ainsi réhabilitée. Ceci ne peut cependant se produire que lorsque les deux segments de fibres sont relativement proches l'un de l'autre. Dans le cas d'une exérèse, ces deux segments peuvent être distants d'un centimètre ou plus : les mécanismes qui interviennent dans la cicatrisation des tissus musculaires, vue la distance en jeu, ne permettront probablement pas la récupération d'un fonctionnement normal pour le muscle (aucune source n'a été trouvée sur ce sujet). Dans ce modèle, nous considérons par conséquent que les fibres sectionnées ne sont plus activées.

Lorsqu'une partie de la fibre est supprimée à son extrémité, plusieurs hypothèses sont effectuées en ce qui concerne le niveau d'activation admissible. L'évolution des blessures musculaires nous renseigne sur les mécanismes de cicatrisation et les greffes (Lanzetta *et al.*, 2005) sur les possibilités de réinnervation des muscles endommagés. Malheureusement, aucune donnée n'a été trouvée sur les niveaux d'activation potentiels après excision. Nous utilisons par conséquent l'approche suivante : soit une fibre f de longueur au repos r_{ref} dans le modèle de référence, c'est-à-dire avant excision et de longueur au repos r_e après excision. Soit λ_{ref} la commande musculaire associée à f au temps t avant excision et λ_e la commande musculaire au temps t après excision. Soit ρ_{ref} la capacité de génération de force de f avant excision, et ρ_e après excision (par défaut, ρ est proportionnel au volume musculaire entourant la fibre). Trois cas sont envisagés :

cas A les fibres sectionnées ne peuvent plus être activées : $\rho_e = 0$;

cas B le niveau d'activation est inférieur à celui des fibres non sectionnées. La solution proposée consiste en une modification de la commande centrale telle que : $\lambda_e = \frac{r_e}{r_{\text{ref}}} \lambda_{\text{ref}}$;

cas C le niveau d'activation est du même ordre de grandeur que celui des fibres non sectionnées. La commande motrice λ_e est alors choisie telle que : $\lambda_e = \lambda_{\text{ref}} - \left(1 - \frac{r_e}{r_{\text{ref}}}\right) r_{\text{ref}}$.

Lors des simulations présentées ci-dessous, nous faisons l'hypothèse qu'aucune stratégie compensatoire n'a été mise en place. En effet, après un traumatisme, le SNC est capable de modification ou d'adaptation ; on parle alors de plasticité du SNC. De nouvelles commandes motrices peuvent voir le jour afin de répondre aux nouvelles contraintes. Certaines connexions neuronales peuvent également se renforcer et les propriétés neuronales peuvent se voir modifiées, aussi bien sur le plan morphologique que fonctionnel (Mano *et al.*, 2003). Ces mécanismes ne sont ici pas pris en compte : les commandes musculaires utilisées seront donc les mêmes (les modifications proposées permettant uniquement de prendre en compte la modification 'physique' des fibres musculaires) pour le modèle de référence et les modèles simulant une hémiglossectomie ou une exérèse du plancher buccal.

7.2 Impact d'une exérèse sur l'action de quelques muscles linguaux

Les premières simulations réalisées ont eu pour but l'étude de l'impact d'une exérèse sur l'action de quelques muscles de la langue (muscle activés individuellement ou coactivation d'un nombre restreint de muscles). Cette section résume les principales observations effectuées lors de ces simulations. Toutes les résultats présentés ci-dessous correspondent à des mouvements de 150 ms.

7.2.1 Impact d'une hémiglossectomie

Dans la modélisation proposée, peu de fibres sont partiellement excisées car toute une moitié de la langue est réséquée. Par conséquent, les résultats des cas A, B et C sont similaires. Nous n'indiquerons par conséquent que les résultats relatifs au cas B.

Lors de la production de parole, les mouvements observés sont grossièrement symétriques, les muscles pairs étant activés simultanément selon des patrons d'activation similaires. Une hémiglossectomie détruit cette symétrie, seule une moitié de la langue étant affectée. L'asymétrie des mouvements linguaux et de la forme de la langue sera plus ou moins importante selon les muscles activés. Le cas présenté ci-dessous correspond à l'activation du muscle stylo-glosse seul : la commande musculaire associée à ce muscle est égale à 84% de la longueur du stylo-glosse au repos, et varie selon le schéma d'activation présenté Figure 6.1. La Figure 7.3 donne les cartes de déplacements selon les trois axes antéro-postérieur, transversal et vertical pour le modèle de référence et après reconstruction à l'aide de lambeaux de rigidité variable. Comme le montre la Figure 7.3, l'activation du stylo-glosse permet de tirer la langue vers l'arrière et le haut, tout en conservant une forme de langue parfaitement symétrique sur le modèle de référence. Au contraire, après reconstruction, on observe une très forte déviation de la langue par rapport au plan médiosagittal du côté opposé au lambeau ainsi qu'une rotation de la zone apicale. De plus, la nature du lambeau influe grandement sur les résultats observés : la rotation augmente lorsque la rigidité du lambeau diminue, la déviation latérale ainsi que l'avancement de la langue augmente très légèrement avec la rigidité. Un lambeau de faible rigidité rendra apparemment le contrôle de la position de la langue plus complexe. Lors de la production de parole, la position de la langue au sein de la cavité orale détermine la taille des différentes

cavités de résonance du conduit vocal et les couplages entre ces cavités ; elle influe donc sur les caractéristiques spectrales du son produit. Une déviation importante de la langue risque par conséquent de modifier profondément le son produit en modifiant la taille des cavités ou la position des constriction. On peut également noter qu'une augmentation de la rigidité du lambeau réduit l'élévation de la partie droite du dos de la langue, cohérente avec une diminution de la torsion.

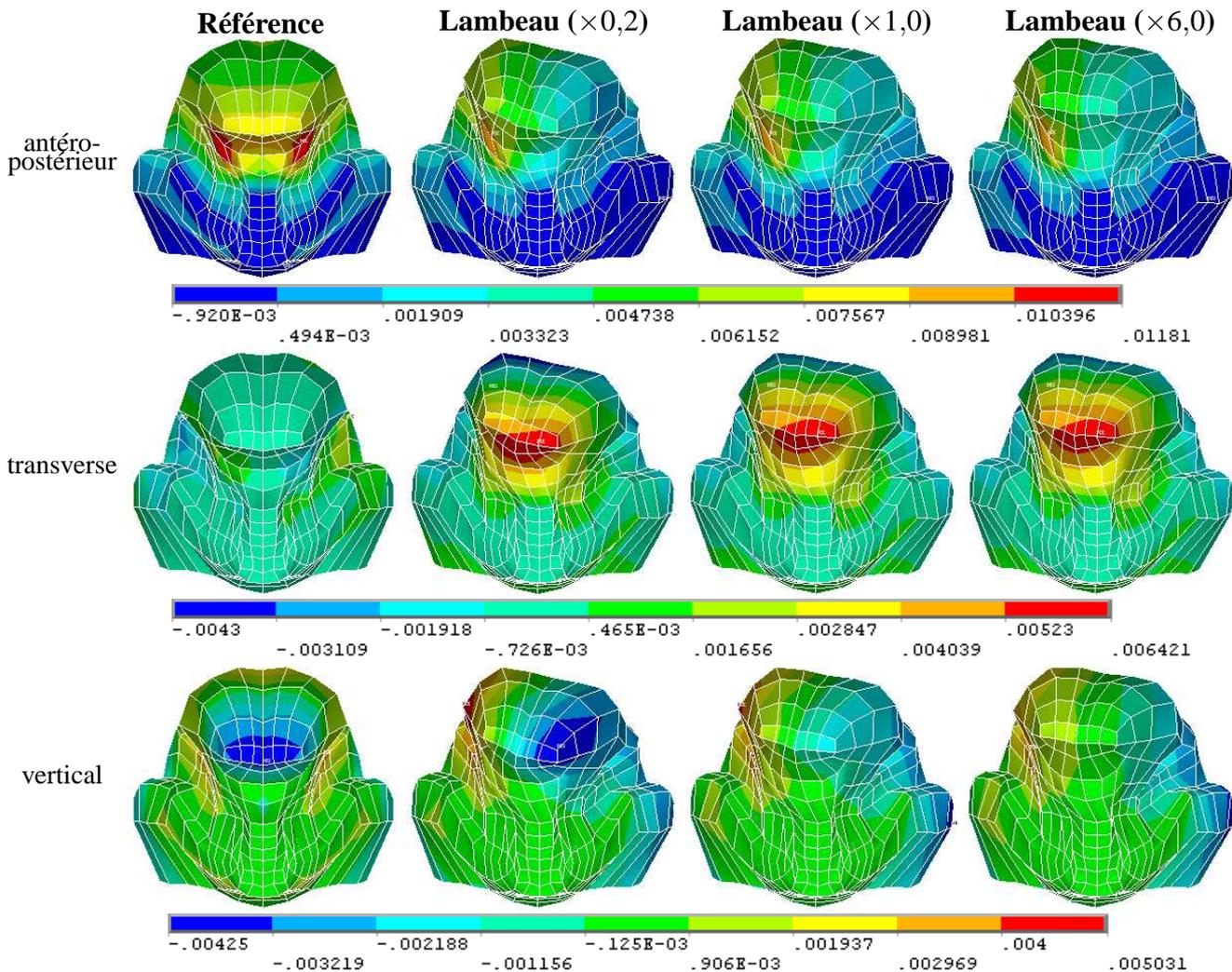


FIG. 7.3 – Cartes de déplacements (en mètres) après hémiglossectomie lors de l'activation du stylo-glosse (vue frontale). De gauche à droite : le modèle de référence et après reconstruction avec des lambeaux de rigidité variable (rigidité des tissus passifs sains $\times 0,2$, $\times 1,0$ et $\times 6,0$). De haut en bas : déplacements selon l'axe antéro-postérieur, transversal et vertical.

La Figure 7.4 représente les contours de la langue dans le plan médiosagittal pour les différentes simulations effectuées. On peut noter que la nature du lambeau influe essentiellement sur la partie apicale et non sur la région postérieure. De plus, la chirurgie limite le déplacement de la langue vers le haut et l'arrière comparée au cas non pathologique, et perturbe donc l'action du stylo-glosse.

Un lambeau de forte rigidité semble donc préférable si l'on se limite seulement à l'observation de la forme de la langue et à sa position. Cependant, une rigidité élevée limite les vitesses des mouvements linguaux. Un compromis doit donc être trouvé pour permettre d'obtenir un

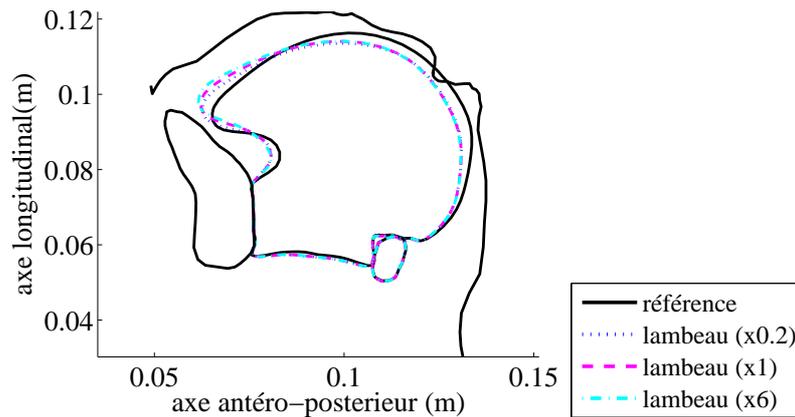


FIG. 7.4 – Impact d'une hémiglossectomie sur l'activation du stylo-glosse. Vue en coupe dans le plan médiosagittal.

système dont la dynamique soit compatible avec la production de parole.

7.2.2 Impact d'une résection du plancher de la bouche

Deux types d'activation ont été étudiés, afin de mieux comprendre l'effet d'une résection du plancher buccal sur les mouvements d'élévation de la langue dans la région vélaire et de protraction.

7.2.2.1 Impact sur l'élévation de la langue dans la région vélaire

Au cours de cette simulation, seul le muscle stylo-glosse est activé, selon le même schéma que précédemment (cf. Section 7.2.1). Le stylo-glosse n'étant pas affecté par la résection, les hypothèses A, B, C concernant le comportement des muscles après exérèse conduisent à des résultats identiques.

La Figure 7.5 donne le contour de la langue dans le plan médiosagittal. On peut remarquer que les différences observées en fonction du type de lambeau sont très restreintes. Cependant, les caractéristiques cinématiques du mouvement de la position de repos de la langue à sa position finale sont très différentes selon la nature du lambeau. Le Tableau 7.1 indique les vitesses maximales de quelques nœuds à la surface de la langue dans le plan médiosagittal ; un lambeau de forte rigidité provoque une diminution très importante de la vitesse comparée aux valeurs obtenues avec le modèle de référence. Ces résultats laissent penser que les difficultés rencontrées lors de la production de mouvements d'élévation de la langue dans la région vélaire seraient le fait d'un lambeau trop rigide. De plus, comme le montre le Tableau 7.1, un lambeau moins rigide semble limiter les perturbations pour ce mouvement particulier.

7.2.2.2 Impact sur les mouvements de protraction

Afin d'étudier les mouvements de protraction de la langue, nous avons activé simultanément les muscles génio-glosse, stylo-glosse et transverse (Figure 7.6). Les commandes utilisées sont données dans le Tableau 7.2.

Les simulations montrent que les mouvements de protraction sont très affectés pour une résection du plancher buccal. La partie antérieure du muscle génio-glosse est excisée : dans notre

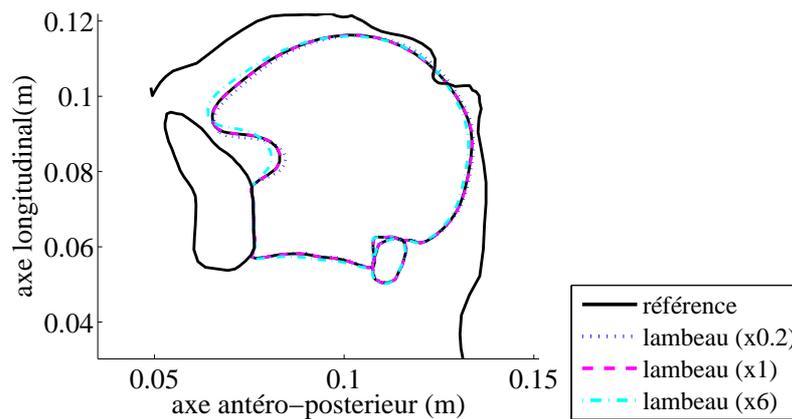


FIG. 7.5 – Impact d’une résection du plancher buccal sur les positions et formes linguales lors de l’activation du stylo-glosse. Vue en coupe dans le plan médiosagittal.

TAB. 7.1 – Vitesses maximales (cm/s) de quelques nœuds à la surface de la langue lors de l’activation du stylo-glosse pour une résection du plancher buccal. Les valeurs entre parenthèses correspondent aux variations observées comparées au modèle de référence.

	Apicale	Palatale	Vélaire	Vélopharyngée	Pharyngée
Référence	18,74	13,77	19,46	18,29	6,98
lambeau (×0,2)	20,96 (+12%)	14,91 (+8%)	21,41 (+10%)	20,03 (+10%)	7,56 (+8%)
lambeau (×6,0)	14,44 (-23%)	10,68 (-22%)	15,43 (-21%)	14,86 (-19%)	5,92 (-15%)

implémentation ses fibres, désormais plus courtes, s’insèrent directement sur le lambeau et non plus sur l’épine mentonnière. La nature du lambeau servant de support à l’action du GGp a un impact important sur l’amplitude des mouvements comme le montre la Figure 7.6. Un lambeau de rigidité importante facilite les mouvements de protraction, mais ne permet toutefois pas d’obtenir une avancée de la langue aussi importante que dans le cas non-pathologique. L’élévation de la langue est également affectée. On peut aussi remarquer que l’hypothèse choisie concernant le comportement des muscles après exérèse affecte énormément les résultats (une augmentation du niveau de force généré par les fibres partiellement sectionnées permet d’augmenter l’avancée de la langue).

TAB. 7.2 – Commandes musculaires λ utilisées pour générer un mouvement de protraction de la langue en proportion de la longueur du muscle au repos.

GGp	GGm	GGa	Sty	HG	Vert	Trans	IL	SL	GH	MH
0,85	1,5	1,5	0,84	1,5	1,5	0,94	1,5	1,5	1,5	1,5

Lors d’une résection du plancher avec reconstruction, le choix du lambeau peut considérablement influencer la mobilité linguale. Si un lambeau de faible raideur permet de préserver l’élévation de la langue dans la région vélaire, un lambeau plus rigide semble plus adapté pour maintenir les mouvements avant-arrière de la langue. L’utilisation d’un modèle biomécanique du conduit vocal dans le cadre d’un planning chirurgical pourrait permettre de limiter les conséquences négatives d’une exérèse en terme de mobilité linguale.

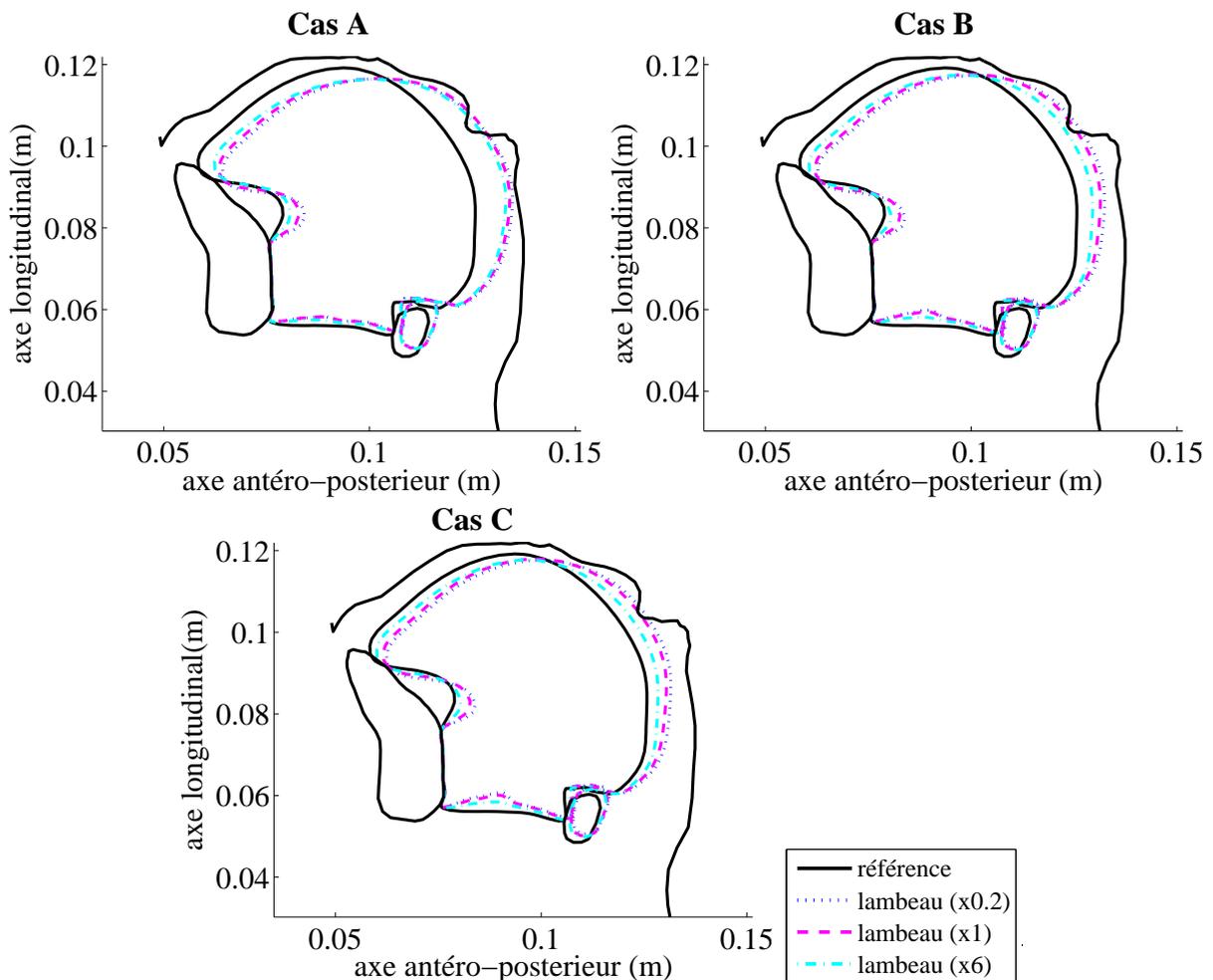


FIG. 7.6 – Impact d'une résection du plancher buccal sur les position et forme linguales lors de la co-contraction du génio-glosse postérieur, du stylo-glosse et du transversalis. Vue en coupe dans le plan médiosagittal.

7.3 Impact d'une exérèse sur les voyelles cardinales extrêmes

7.3.1 Impact d'une hémiglossectomie

Comme mentionné précédemment (7.2.1), les résultats des cas A, B et C sont similaires dans le cas d'une hémiglossectomie. Seuls les résultats relatifs au cas B sont donc indiqués. Toutes les simulations correspondent à des mouvements de 200 ms.

7.3.1.1 Impact sur la mobilité linguale

Une hémiglossectomie n'affecte que la moitié de la langue : de fortes asymétries sont attendues lors des mouvements linguaux. La Figure 7.7 représente la forme finale de la langue dans un plan frontal lors de la production des voyelles /i, u, a/ pour des lambeaux de rigidité différentes, ainsi que dans le cas non-pathologique. Les Figures 7.8, 7.9 et 7.10 donnent les cartes de déplacements pour les voyelles /i/, /u/ et /a/ respectivement en fin de simulation.

La voyelle /i/ Une déviation importante de l'apex est à noter, du côté du lambeau, probablement due à l'activation importante de la partie restante du stylo-glosse lors la production du /i/.

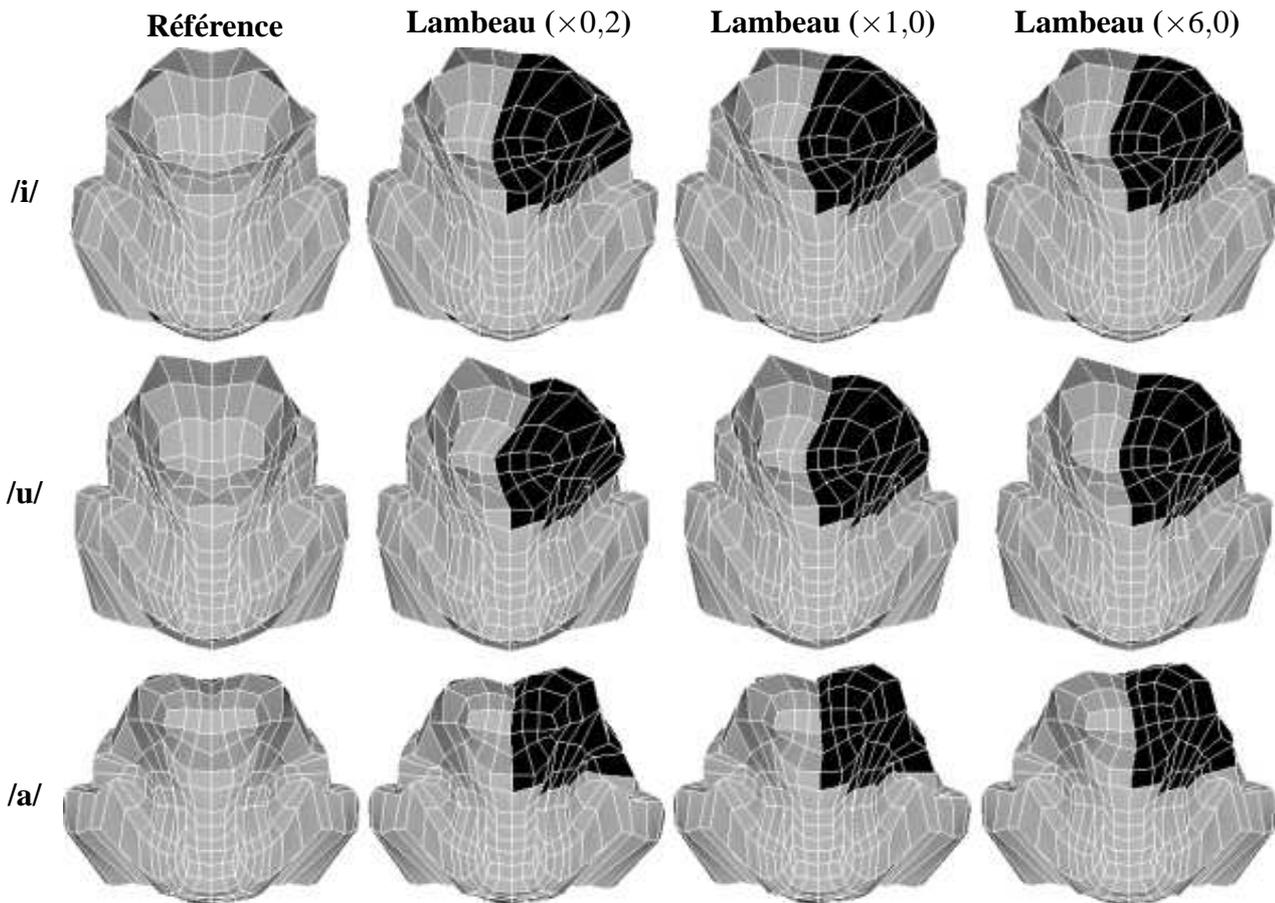


FIG. 7.7 – Impact d’une hémiglossectomie sur la production des voyelles /i, u, a/. Vues de face de la langue. De haut en bas, les voyelles /i/, /u/ et /a/. De gauche à droite : simulation à partir du modèle référence, avec utilisation d’un lambeau de rigidité cinq fois plus faible que celle des tissus passifs sains, identique aux tissus passifs ou six fois plus élevée.

Comme le montre la figure 7.8, la déviation augmente avec la rigidité du lambeau, tandis que l’abaissement de la zone apicale est moins prononcé. Avec un lambeau de plus forte rigidité, on pourrait s’attendre à une déviation moins importante de l’apex, du fait d’une rigidification de la langue, ce qui n’est pas le cas. La raison de ce comportement est pour l’instant incertaine. Une légère rotation de l’apex apparaît également. Seul le muscle stylo-glosse droit est activé, le muscle gauche étant supprimé, ce qui entraîne une rotation de la langue dans le sens indirect. L’avancement de la langue (non visible sur les figures proposées) varie avec la nature du lambeau. Avec un lambeau de rigidité plus élevée, l’avancement de la langue dans sa partie antérieure augmente sensiblement, mais la différence reste limitée.

La voyelle /u/ De même que pour le /i/, on observe une déviation importante de l’apex, due à la forte activation du stylo-glosse lors de la production de la voyelle /u/, mais contrairement au /i/, le déplacement latéral du côté du lambeau diminue lorsque la rigidité du lambeau augmente. Un lambeau moins rigide permettrait une forte compression de la zone apicale sous l’action du GGa et un déplacement latéral plus important, du fait de l’action du stylo-glosse, donc une dissymétrisation plus importante de la langue. Comme pour le /i/ et le /a/, la rotation de l’apex semble plus forte pour un lambeau de plus forte rigidité. La rotation observée s’effectue dans le

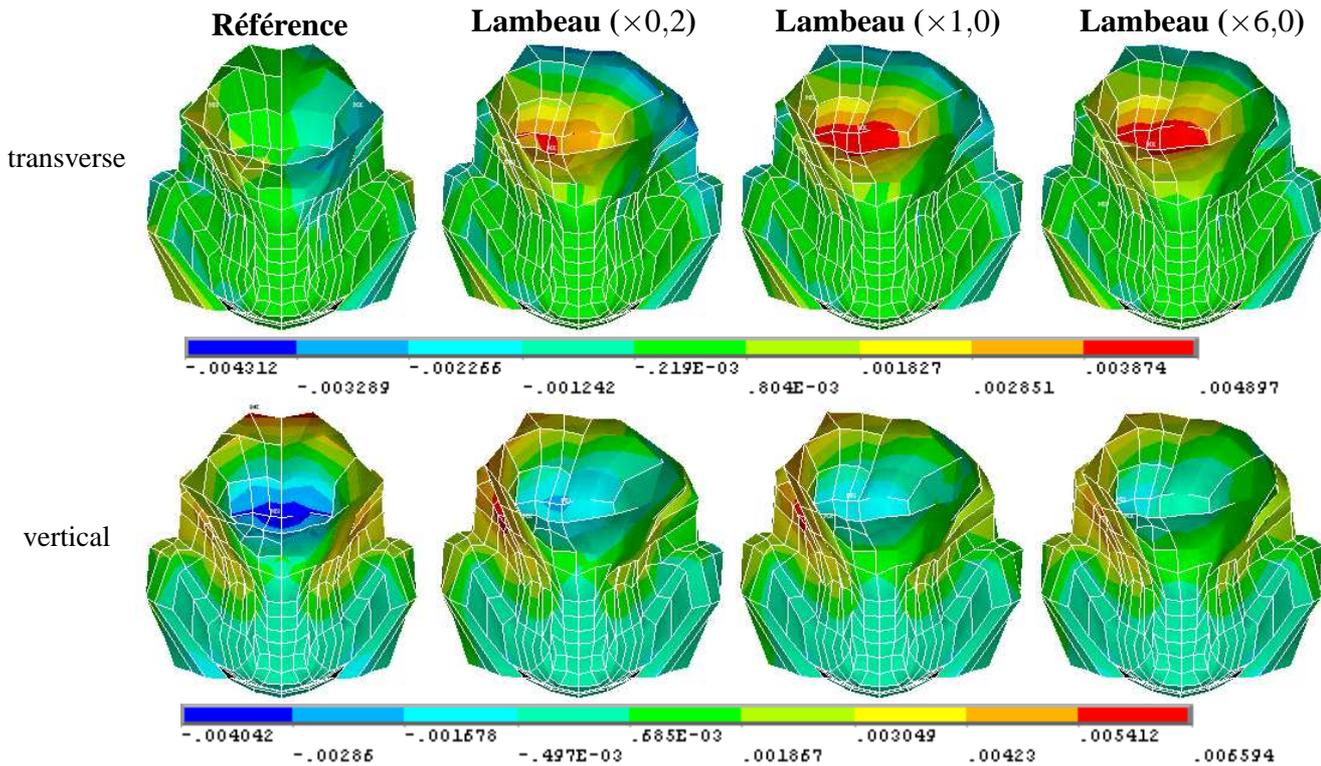


FIG. 7.8 – Cartes de déplacements (en mètres) pour le modèle de référence et après simulation d'une hémiglossectomie (lambeaux de rigidité croissante) pour la voyelle /i/. En haut : déplacements selon l'axe transverse, en bas : selon l'axe vertical.

même sens que pour la voyelle /i/, pour des raisons identiques.

La voyelle /a/ Une légère rotation de l'apex est visible, rotation d'autant plus importante que la rigidité du lambeau est élevée. Le sens de la rotation dépend également de la nature du lambeau. Ce déséquilibre est probablement causé par l'activation des muscles génio-glosse antérieur et hyo-glosse, tous deux légèrement affectés par l'exérèse (en particulier le GGa), et qui jouent un rôle fondamental dans la production du /a/. Un lambeau de forte raideur provoque une rigidification de la partie gauche de la langue : l'action du muscle hyo-glosse droit entraîne alors un écrasement de la langue plus important que le muscle hyo-glosse gauche, d'où un mouvement de rotation de l'apex dans le sens direct. Avec un lambeau de faible raideur, le phénomène inverse est observé, d'où une rotation de l'apex dans le sens indirect. L'abaissement de la langue dépend également du type de lambeau utilisé pour la reconstruction : un lambeau plus rigide limite les déformations d'une partie de la langue, et diminue son abaissement.

7.3.1.2 Impact sur le signal acoustique

Les signaux acoustiques ont été synthétisés selon la méthode décrite au Chapitre 5, avec les paramètres indiqués Table 6.2 pour la protrusion et l'ouverture labiale. La Figure 7.11 représente la valeur des formants dans le plan F1-F2 pour les voyelles /i, u, a/. On observe une légère réduction du triangle vocalique : la voyelle la plus affectée est le /i/ (augmentation moyenne de 8% pour F1 et diminution moyenne de 9% pour F2), tandis que le /u/ et le /a/ connaissent peu de variations. Pour ces trois voyelles, un lambeau de rigidité élevée semble entraîner une modification plus importante de la valeurs des formants qu'un lambeau de rigidité égale ou in-

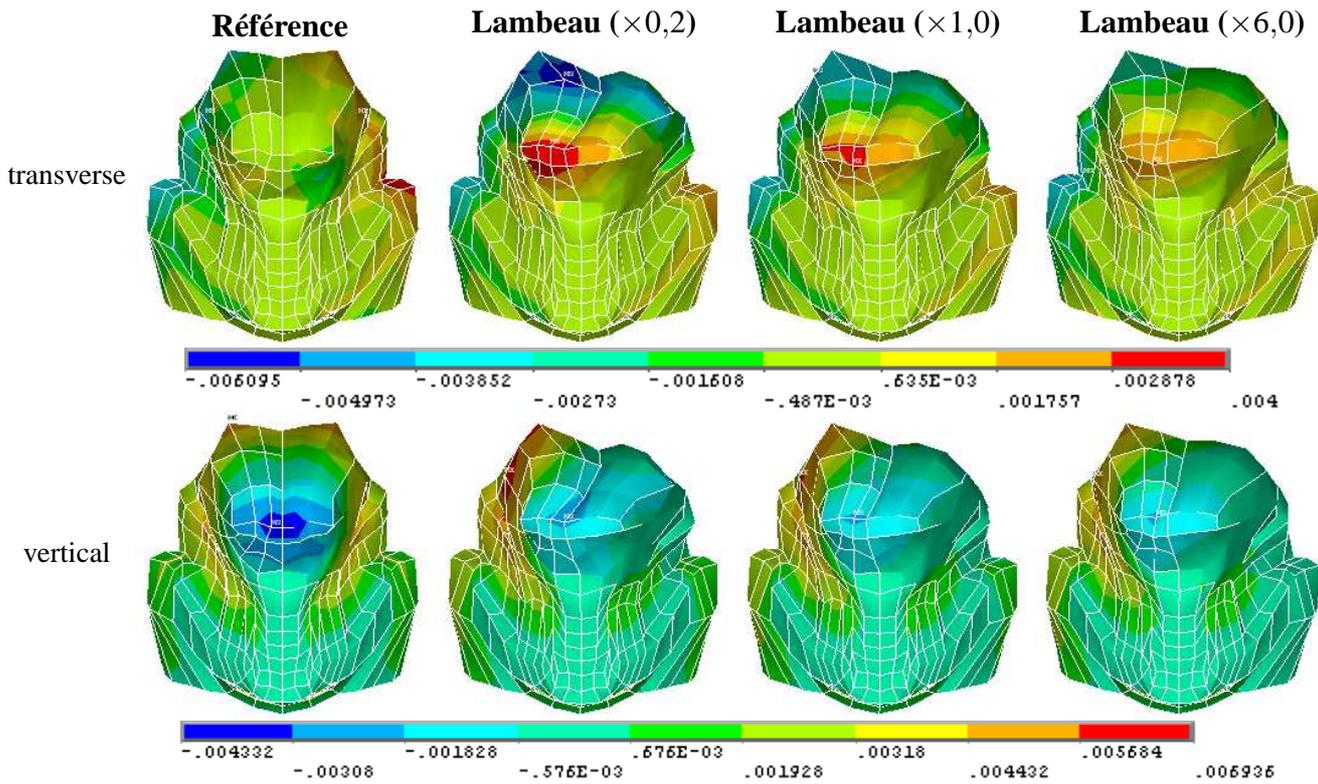


FIG. 7.9 – Cartes de déplacements (en mètres) pour le modèle de référence et après simulation d’une hémiglossectomie (lambeaux de rigidité croissante) pour la voyelle /u/. En haut : déplacements selon l’axe transverse, en bas : selon l’axe vertical.

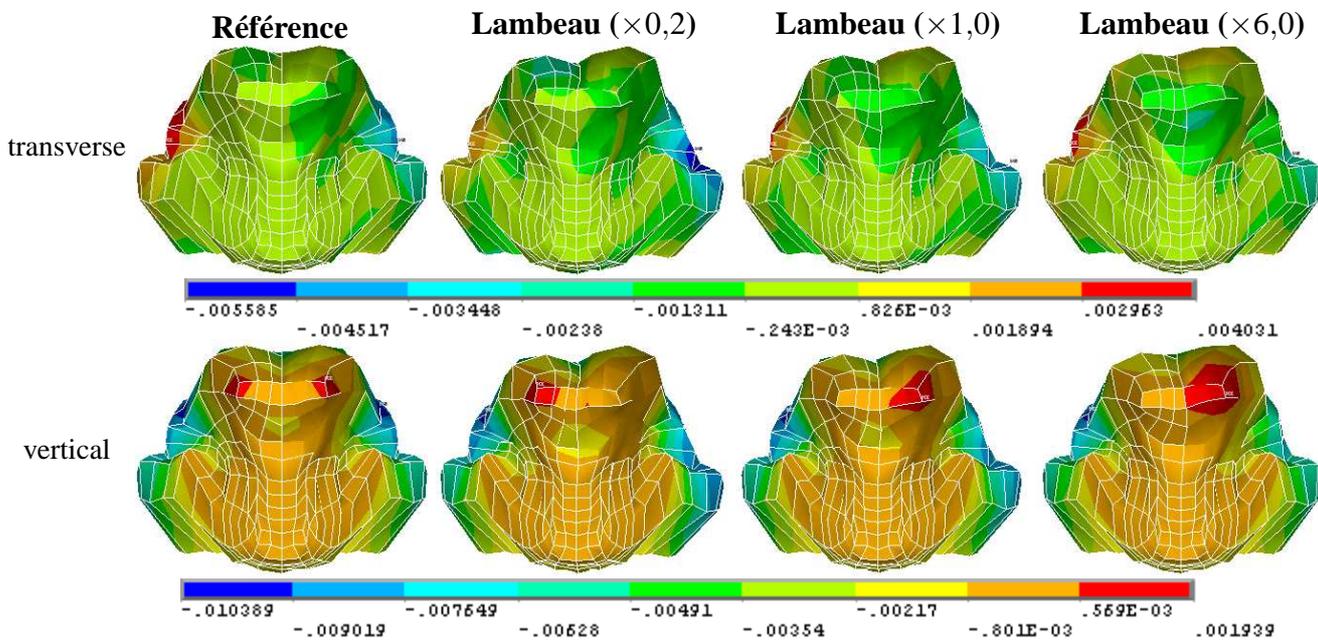


FIG. 7.10 – Cartes de déplacements (en mètres) pour le modèle de référence et après simulation d’une hémiglossectomie (lambeaux de rigidité croissante) pour la voyelle /a/. En haut : déplacements selon l’axe transverse, en bas : selon l’axe vertical.

férière à celle des tissus passifs, mais les différences observées sont limitées. Ces observations sont cohérentes avec les mesures de Savariaux *et al.* (2001).

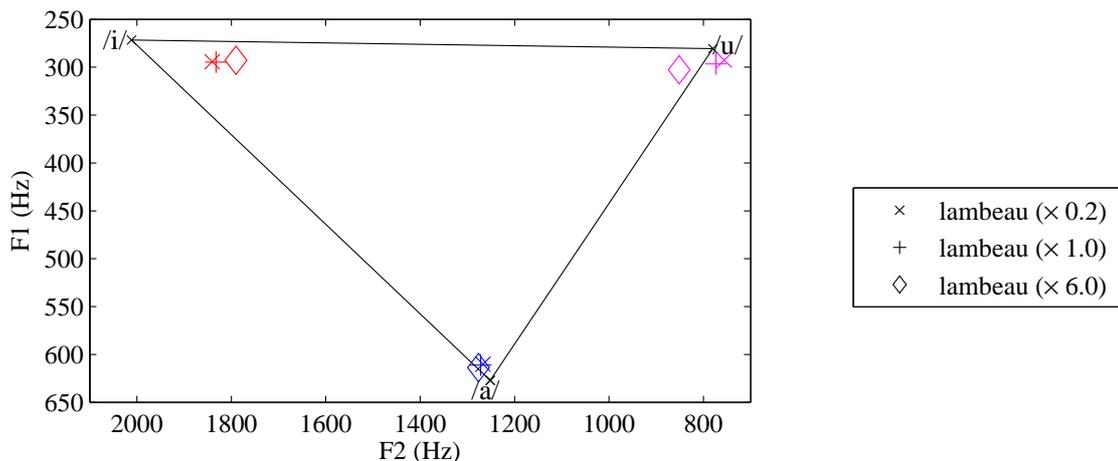


FIG. 7.11 – Impact d'une hémiglossectomie sur la valeur des premiers et deuxièmes formants pour les voyelles /i, u, a/. Le triangle joint les valeurs obtenues pour les voyelles /i, u, a/ à partir du modèle de référence.

7.3.2 Impact d'une résection du plancher buccal

Dans l'implémentation proposée pour la résection du plancher buccal, la partie antérieure du génio-glosse est excisée. Des différences notables sont donc attendues entre les cas A, B et C (hypothèse effectuée sur le niveau d'activation potentiel des fibres sectionnées). Tous les résultats présentés ci-dessous correspondent à des mouvements de 200 ms.

7.3.2.1 Impact sur la mobilité linguale

Contrairement à une hémiglossectomie, une résection du plancher buccal affecte généralement les côtés gauche et droit. Dans la modélisation proposée, le modèle est parfaitement symétrique : aucune asymétrie n'est donc attendue.

La voyelle /i/ La figure 7.12 représente la forme finale de la langue et des autres articulateurs de la parole dans le plan médiosagittal pour la voyelle /i/ pour des lambeaux de rigidités différentes, ainsi que dans le cas non-pathologique. Globalement, on note un net mouvement de recul de la langue, ainsi qu'une diminution de l'élévation du dos de la langue. La partie postérieure basse de la langue connaît par contre une élévation plus importante.

Résultats selon l'hypothèse effectuée pour l'activation des fibres sectionnées On peut noter des différences importantes selon l'hypothèse choisie, dues au rôle fondamental du génio-glosse postérieur dans la production de la voyelle /i/. Ce muscle participe à la protraction de la langue. En l'absence d'activation des fibres sectionnées, l'action du stylo-glosse n'est plus compensée par celle du génio-glosse postérieur, entraînant ainsi un recul du corps de la langue. Plus le niveau d'activation du génio-glosse postérieur est faible, plus ce recul est important : la différence maximale est de 4 à 6,6 mm selon la rigidité du lambeau entre les cas A et B et de l'ordre de 1,5 mm entre les cas B et C. Dans le cas A, on aboutit à une occlusion totale du conduit vocal dans la région vélaire.

Influence du lambeau sur la mobilité linguale Le choix du lambeau semble jouer un rôle important sur les mouvements de protraction de la langue, rôle clairement visible dans les cas B et C. Plus la rigidité du lambeau est importante, plus l'avancée de la langue sera importante, avec une différence plus nette entre $L_{\times 6}$ et $L_{\times 1}$ qu'entre $L_{\times 1}$ et $L_{\times 0.2}$. En effet, les fibres du génio-glosse s'insèrent après résection sur le lambeau et non plus sur l'épine mentonnière ; un lambeau plus rigide va alors servir de support et permettre au génio-glosse postérieur de jouer son rôle de propulsion de la langue vers l'avant. Concernant le cas A, la différence d'avancement entre $L_{\times 6}$ et $L_{\times 0.2}$ est inférieure au millimètre, donc négligeable. Pour les cas B et C, la différence d'avancement entre $L_{\times 6}$ et $L_{\times 1}$ est de l'ordre de 2,5-3 mm, contre une différence de 1,7-2,0 mm pour les cas A et B. L'élévation de la langue dans sa partie antérieure est elle aussi plus grande quand la rigidité augmente.

Les résultats obtenus pour le /i/ sont donc en faveur de lambeau de rigidité suffisamment élevée, à supposer que les cas B et C soient les plus réalistes.

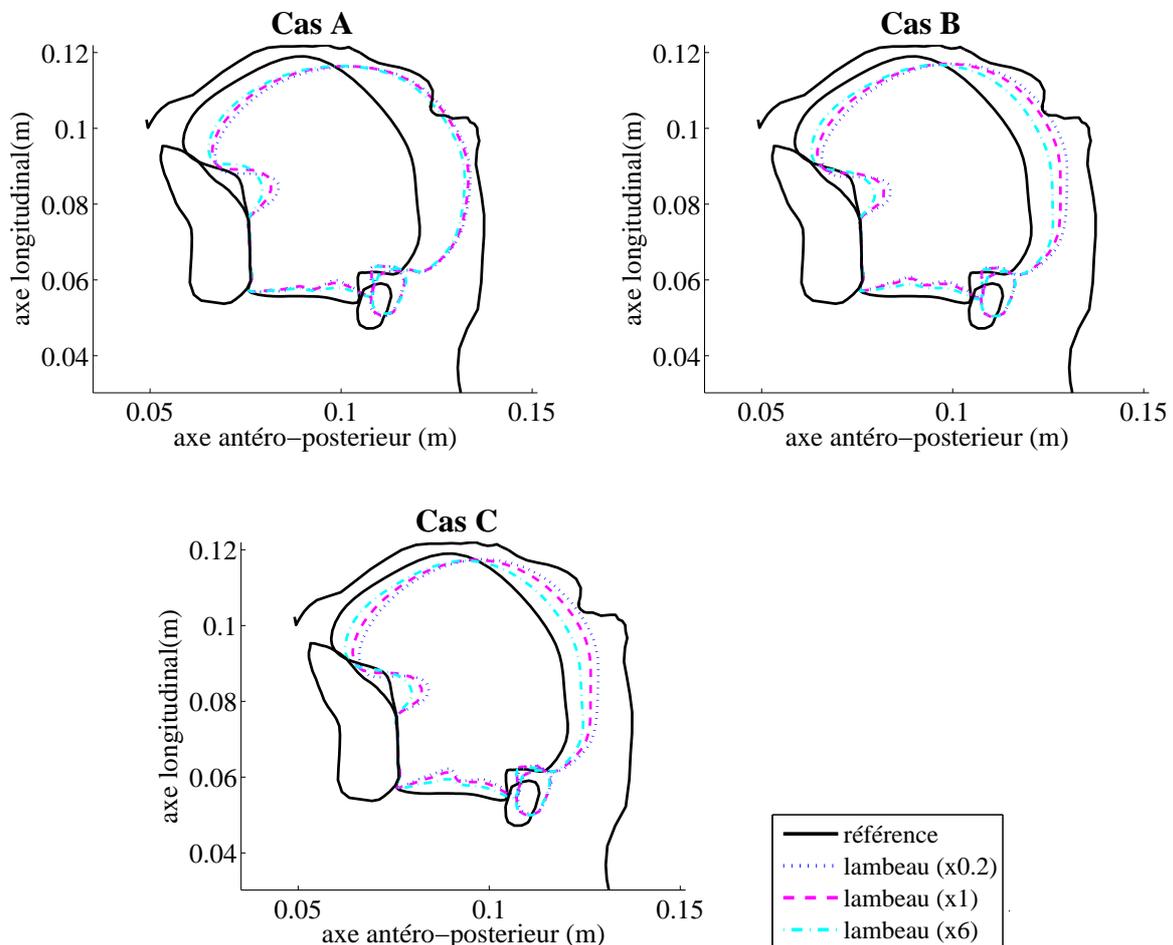


FIG. 7.12 – Impact d'une résection du plancher buccal sur la production de la voyelle /i/. Vue en coupe dans le plan médiosagittal.

La voyelle /u/ La figure 7.13 donne le contour des différents articulateurs de la parole dans le plan médiosagittal pour la voyelle /u/ pour des lambeaux de rigidité différentes ($L_{\times 0.2}$, $L_{\times 1}$ et $L_{\times 6}$), ainsi que dans le cas non-pathologique (seuls les résultats obtenus avec $L_{\times 0.2}$ et $L_{\times 1}$

sont indiqués dans le cas C, en raison de problèmes de convergence pour $L_{\times 6}$). Globalement, on observe un déplacement du corps de la langue vers l'arrière plus important qu'avec le modèle de référence. Quel que soit le type de lambeau ou l'hypothèse choisie pour l'activation des fibres sectionnées, on observe une occlusion totale du conduit vocal (vélaire) après résection du plancher buccal.

Résultats selon l'hypothèse effectuée pour l'activation des fibres sectionnées De même que pour la voyelle /i/, le recul de la langue augmente du cas C au cas A. Cette différence s'explique par le rôle joué par le génio-glosse postérieur, qui agit comme un antagoniste du stylo-glosse dans le positionnement antéro-postérieur de la langue. La partie antérieure de ce muscle étant sectionnée, elle ne permet plus de contrebalancer l'action du stylo-glosse. Ce recul s'accompagne d'un glissement de l'apex sur la face interne de la mandibule. La différence maximale dans la zone pharyngée est de 1,9 à 3,2 mm selon la rigidité du lambeau entre les cas A et B et inférieure au millimètre entre les cas B et C.

Influence du lambeau sur la mobilité linguale Les propriétés biomécaniques du lambeau influent très peu sur les résultats. Dans le plan médiosagittal, le recul du corps de la langue augmente légèrement lorsque la rigidité du lambeau diminue, mais les différences observées dans la zone pharyngée sont de l'ordre du millimètre entre les cas $L_{\times 0.2}$ et $L_{\times 6}$, et légèrement plus importante dans le cas B (de l'ordre de 2 mm entre $L_{\times 6}$ et $L_{\times 1}$, et de l'ordre de 1 mm entre $L_{\times 1}$ et $L_{\times 0.2}$).

La voyelle /a/ La figure 7.14 représente le contour des différents articulateurs de la parole dans le plan médiosagittal pour la voyelle /a/ pour des lambeaux de rigidités différentes ($L_{\times 0.2}$, $L_{\times 1}$ et $L_{\times 6}$), ainsi que dans le cas non-pathologique. Sur l'ensemble des simulations, on note un recul plus ou moins important du corps de la langue dans la zone pharyngée, accompagné d'une rotation de l'apex.

Résultats selon l'hypothèse effectuée pour l'activation des fibres sectionnées La rotation observée au niveau de l'apex et le recul du corps de la langue diminuent du cas A au cas C. La rotation s'explique par l'inactivation (cas A) ou la faible activation (cas B) des fibres du génio-glosse antérieur, qui ne compensent plus l'action du hyo-glosse. Le recul de la langue plus marqué après exérèse est dû à la section de la partie antérieure du génio-glosse postérieur, muscle antagoniste du hyo-glosse dans le positionnement antéro-postérieur de la langue, et qui devrait limiter l'extension de la langue dans sa partie pharyngée. La différence maximale dans la zone pharyngée est de 1,6 à 2,1 mm selon la rigidité du lambeau entre les cas A et B et négligeable entre les cas B et C.

Influence du lambeau sur la mobilité linguale Le choix du lambeau semble avoir un impact faible sur le recul de la langue, avec une différence observée dans la zone pharyngée inférieure à 0,5 mm entre les cas extrêmes $L_{\times 0.2}$ et $L_{\times 6}$, de l'ordre de 1 mm dans le cas B et de 2 mm dans le cas C, un lambeau plus rigide limitant le recul du corps de la langue. Les différences semblent plus marquées dans la zone apicale, avec une rotation d'autant plus importante que la rigidité du lambeau est faible. Un lambeau plus rigide limite les déformations de la langue, ce qui explique les différences observées aussi bien dans la zone apicale que dans la zone pharyngée.

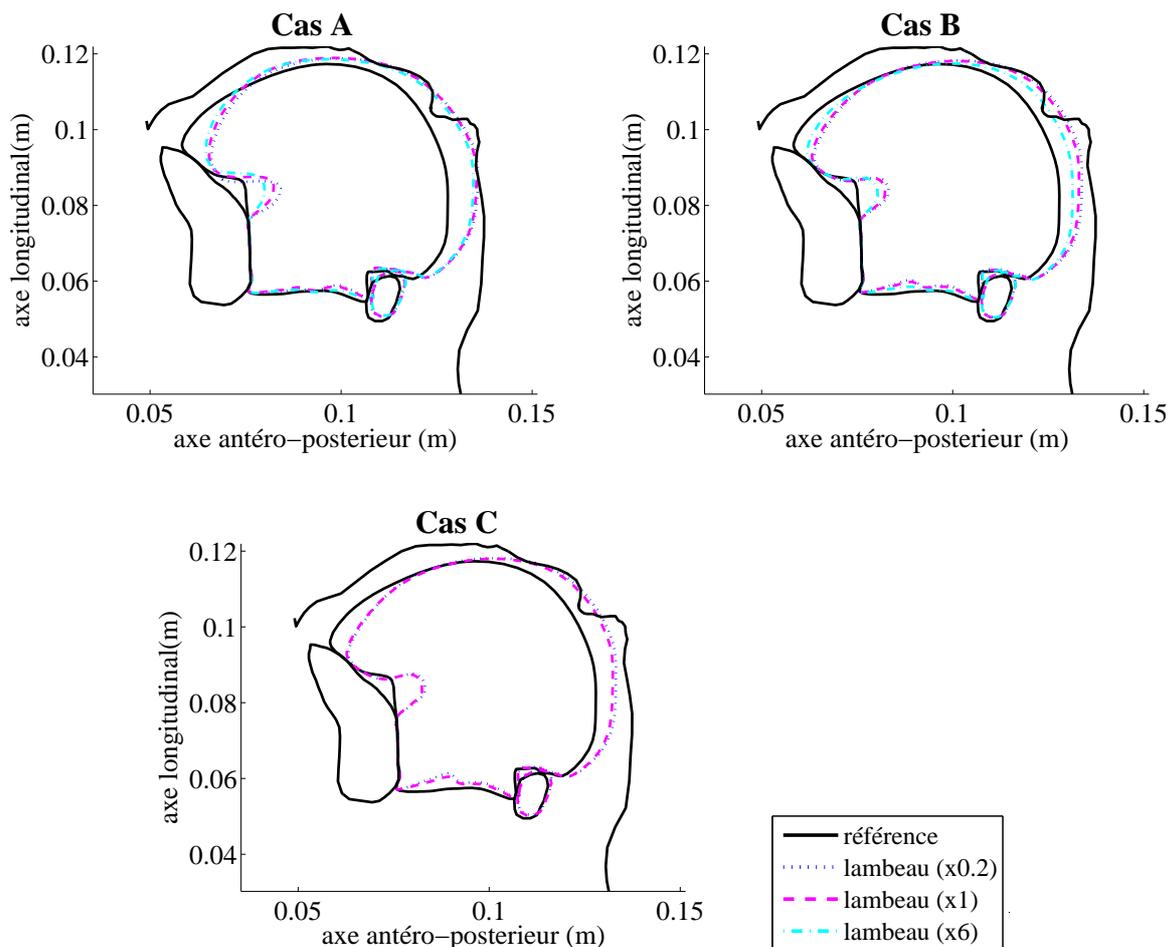


FIG. 7.13 – Impact d’une résection du plancher buccal sur la production de la voyelle /u/. Vue en coupe dans le plan médiosagittal.

7.3.2.2 Impact sur le signal acoustique

La Figure 7.15 représente la valeur des formants dans le plan F1-F2 pour les voyelles /i, u, a/, pour les hypothèses A, B et C. Aucune valeur n’est indiquée pour le /u/, toutes simulations confondues, pas plus que pour le /i/ dans le cas A, ces simulations donnant lieu à une occlusion complète du conduit vocal.

On observe une forte réduction du triangle vocalique, couramment observée après une exérèse (Knuutila *et al.*, 1999; Savariaux *et al.*, 2001). Concernant la voyelle /a/, on observe une diminution de F1 et F2, correspondant à un déplacement du /a/ vers le /ɔ/. Cette modification s’explique par une constriction plus marquée après reconstruction, et un abaissement de la partie postérieure de la langue moins important. Un lambeau plus rigide limite cette modification des valeurs formantiques. Les variations de formants les plus importantes sont observées pour le /i/. Le premier formant augmente dans la plupart des cas, l’augmentation étant d’autant plus forte que la rigidité du lambeau est élevée, tandis que le deuxième formant diminue, la diminution étant d’autant plus marquée que la rigidité du lambeau est faible. Les variations observées correspondent à une transition du /i/ vers le /y/, le /e/ ou le /ɛ/, voire le /œ/, selon la nature du lambeau.

Dans le cas d’une résection du plancher buccal, un lambeau plus rigide semble préférable : les

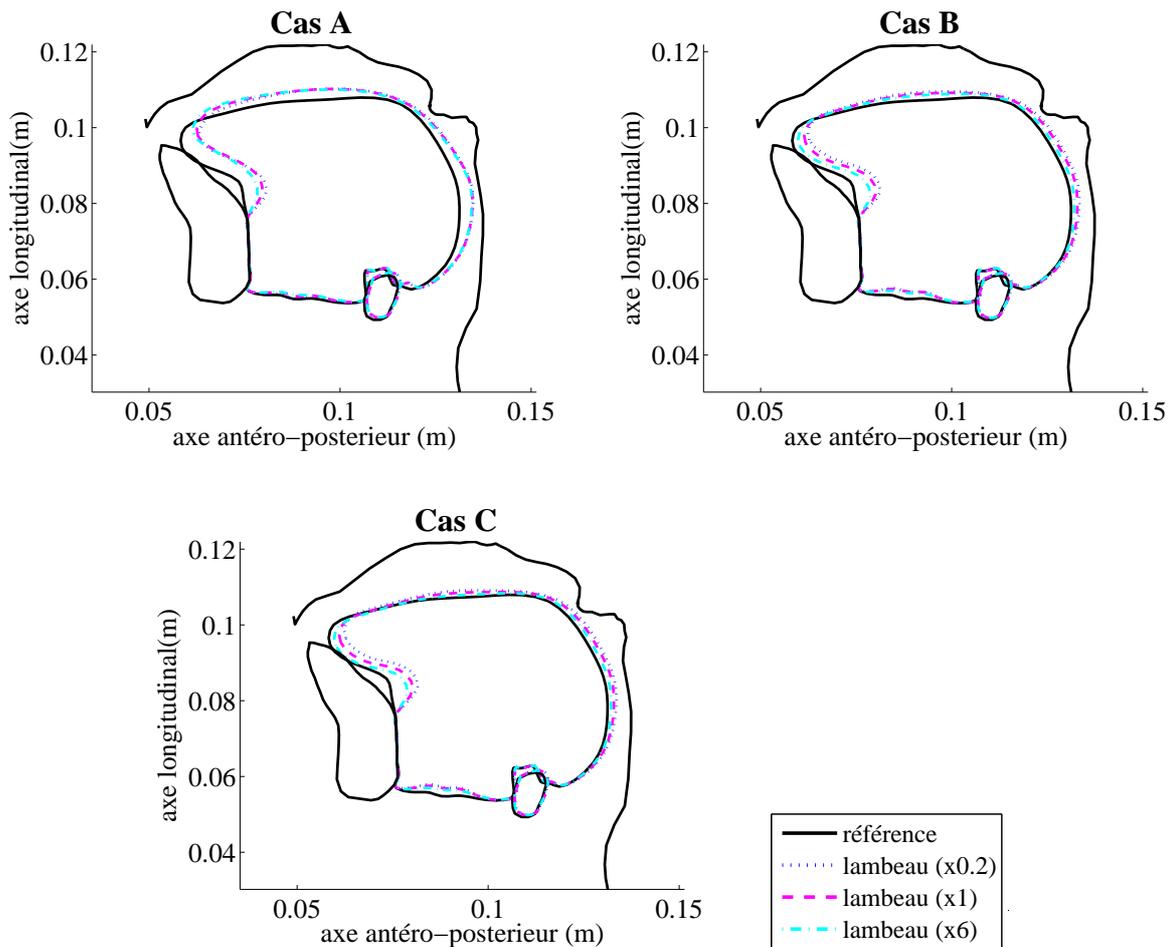


FIG. 7.14 – Impact d’une résection du plancher buccal sur la production de la voyelle /a/. Vue en coupe dans le plan médiosagittal.

variations formantiques semblent dans ce cas un peu plus limitées et ce lambeau faciliterait les mouvements de protraction de la langue.

7.4 Conclusion

Les résultats de deux exemples de simulation de chirurgie linguale introduits dans ce chapitre semblent en accord avec les mesures de Savariaux *et al.* (2001) effectuées sur patients, pour ce qui est de la dispersion des formants dans le plan F1/F2.

L’impact de la rigidité du lambeau sur la mobilité linguale tend à montrer que le choix du lambeau devrait être lié au type de chirurgie effectuée, avec un léger avantage pour un lambeau de faible rigidité dans le cas d’une hémiglossectomie et une préférence plus nette pour un lambeau de rigidité élevée dans le cas d’une résection du plancher buccal. Les résultats obtenus lors de la résection du plancher buccal sont contestables, les chirurgiens maxillo-faciaux observant généralement de meilleurs résultats après résection du plancher sur leurs patients avec des lambeaux moins rigides qui assurent à la langue une meilleure mobilité (résultats non publiés). Cependant, la chirurgie modélisée dans ce chapitre correspond à une résection élargie du plancher buccal, qui inclue non seulement le mylo-hyoïdien et le génio-hyoïdien, mais aussi la partie antérieure

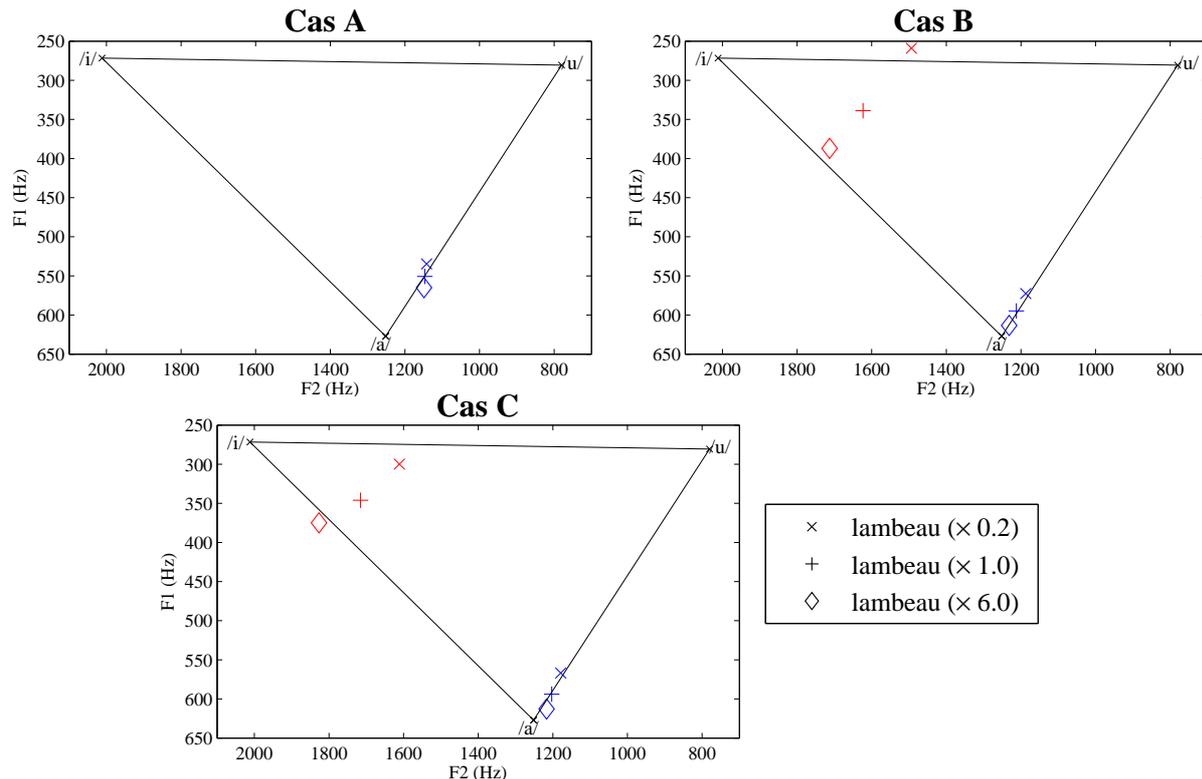


FIG. 7.15 – Impact d’une résection du plancher buccal sur la valeur des premiers et deuxièmes formants pour les voyelles /i, u, a/ selon l’hypothèse utilisée pour l’activation des fibres sectionnées (cas A : non activées, B : activation limitée et C : activation plus importante). Le triangle joint les valeurs obtenues pour les voyelles /i, u, a/ à partir du modèle de référence. Aucun résultat ne figure pour le /u/ après exérèse et le /i/ (cas A), ces simulations ayant entraîné une obstruction totale du conduit vocal.

du génio-glosse (partie du muscle insérée sur l’épine mentonnière). Du fait de l’importance de la résection, le recours à un lambeau permettant de rigidifier fortement le plancher buccal peut se comprendre si l’on souhaite un support sur lequel la langue pourrait s’appuyer afin de s’avancer ou de s’élever.

Ces résultats ne portent que sur une étude en production de parole, une étude complémentaire serait donc nécessaire pour la simulation de mouvements plus complexes, par exemple en mastication. Ils montrent malgré tout la faisabilité d’un modèle biomécanique de la langue et du conduit vocal en tant qu’élément complémentaire pour le planning d’une chirurgie linguale.

Un aspect non abordé au cours de ce chapitre est celui des compensations qui vont intervenir après la chirurgie. En effet, nous avons directement transposé les commandes musculaires définies sur le modèle dit de référence au modèle simulant une exérèse, alors que des mécanismes vont peu à peu se mettre en place afin de permettre au patient de retrouver tout ou partie de ses capacités en production de parole. Nous n’avons pas de connaissances précises sur les stratégies de compensation mise en place après chirurgie. Pour ce qui est de la parole, trois axes majeurs retiennent notre attention :

- les stratégies visant à atteindre une cible physique, en essayant de reproduire les gestes articulatoires préexistants, au détriment éventuel du signal de parole ;
- les stratégies visant à atteindre une cible acoustique bien définie : les propriétés acoustiques du signal de parole y occupent alors une place centrale ;
- les stratégies permettant de distinguer les différents sons voyelles et consonnes de la pa-

role, quitte à s'éloigner des sons préexistants.

Notre modèle de langue pourrait apporter des réponses intéressantes quant au type d'apprentissage le mieux adapté selon la nature de la perturbation (localisation et taille de la zone réséquée, nature du lambeau). En étudiant les possibilités offertes par notre modèle en terme de mobilité linguale, nous pourrions déterminer des pistes possibles pour mieux comprendre quel type de stratégie semble le plus simple à mettre en place pour un patient donné. Cette approche pourrait également être exploitée pour choisir le lambeau le mieux adapté : est-il préférable par exemple d'utiliser un lambeau permettant d'assurer une meilleure mobilité linguale ou un lambeau assurant une meilleure symétrisation des mouvements ? De nombreuses simulations seront nécessaires afin de mieux comprendre les mécanismes intervenant en production de parole ainsi que l'analyse de données patients. Ce type de modèle nous offre néanmoins de nombreuses possibilités qui mériteront d'être explorées à l'avenir.

Conclusion

L'objectif des travaux effectués dans le cadre de cette thèse est double : approfondir nos connaissances dans le domaine de la production de parole et évaluer l'apport d'un modèle du conduit vocal dans un cadre médical, en particulier pour l'aide au planning dans les chirurgies d'exérèse de la langue.

Dans ce mémoire, nous avons présenté un modèle biomécanique tridimensionnel de la langue, développé dans le prolongement des travaux de Gérard (2004); Gérard *et al.* (2003, 2006). A l'instar des modèles biomécaniques bidimensionnel de Payan (1996) ou tridimensionnel de Kiritani *et al.* (1975, 1976), ce modèle est continu (modélisation par éléments finis), mais il présente un niveau de réalisme plus élevé tant au niveau du respect de la morphologie de la langue qu'en ce qui concerne les hypothèses de modélisation (non linéarité géométrique et mécanique). Les hypothèses effectuées sont néanmoins simplificatrices comparées au modèle de Wilhelms-Tricarico (2000), certes plus réaliste et plus complexe, mais inexploitable en production de parole, du fait de nombreuses instabilités : la différence majeure réside dans le modèle d'activation musculaire adopté, Wilhelms-Tricarico recourant à un modèle directement intégré dans la loi de comportement des tissus linguaux alors que nous avons choisi une approche basée sur l'utilisation combinée d'un modèle de contrôle moteur avec application de forces extérieures calculées selon un système de forces réparties.

L'activation des muscles de la langue et du plancher buccal est réalisée via un générateur de forces reposant sur le modèle λ du point d'équilibre et prenant en compte les relations force/vitesse existant pour les muscles ; les forces calculées sont appliquées directement sur les nœuds du maillage, le long de trajectoires correspondant à celles des fibres musculaires. Les paramètres trouvés dans la littérature ont été modifiés afin d'obtenir un système stable et des niveaux de forces maximums satisfaisants. Les paramètres rhéologiques des tissus linguaux dérivent des tests d'indentation de Gérard *et al.* (2005), et ont également été adaptés afin de prendre en compte l'augmentation de la rigidité des muscles avec l'augmentation du niveau d'activation. Le modèle proposé nous semble donc réaliste, tant sur le plan morphologique que mécanique et sur l'approche utilisée pour le contrôler.

Les premières simulations effectuées et le couplage avec un modèle de synthèse acoustique ont permis de montrer que ce modèle était capable de générer les voyelles orales du français (forme de la langue / contacts palataux / valeur des formants), avec des commandes d'activation cohérentes avec les données EMG trouvées dans la littérature, et une dynamique similaire aux données articulatoires de notre locuteur de référence PB. Les variabilités observées lors d'une

modification locale de la fonction d'aire pour ces différentes voyelles ou d'une modification des commandes centrales ont également été explorées. Dans ce second cas, les résultats observés lors de la simulation de la voyelle /i/ nous ont par exemple permis de remettre en cause une idée généralement admise depuis les travaux que Kakita et Fujimura (1977) ont faits avec un modèle beaucoup moins sophistiqué de la langue, celle de la saturation musculaire par une hypercontraction simultanée des muscles génio-glosses postérieurs et antérieurs.

L'action de la gravité est également prise en compte dans notre modélisation. Les simulations réalisées nous ont permis de montrer, pour la position de repos, l'importance du feedback de bas niveau dans le contrôle postural, ainsi que l'incidence de la position de la tête sur la forme de la langue et sa position dans le pharynx. Les patrons d'activation musculaire que nous avons proposés pour la production des voyelles orales montrent qu'un contrôle stable est possible, où l'influence de la gravité est minimale. Ces résultats sont certes en désaccord avec un certain nombre de mesures de la littérature, mais ils trouvent un soutien dans les travaux récents de Stone *et al.* (2007) qui montrent que l'impact de la gravité est faible (voire négligeable) pour certains locuteurs lors de la production des voyelles lorsqu'elles sont prononcées dans un contexte donné et non de manière isolée comme c'était le cas jusqu'à présent dans la littérature. La modélisation de deux types d'exérèse, une hémiglossectomie ainsi qu'une résection du plancher buccal, avec des reconstructions à l'aide de lambeaux de rigidité variable, s'est révélée satisfaisante. Le modèle se comporte de manière cohérente avec les connaissances que nous avons de l'impact d'une chirurgie sur la mobilité linguale : diminution de la mobilité linguale, problèmes de dissymétrie dans le cas d'une hémiglossectomie et réduction du triangle vocalique. Les propriétés biomécaniques du lambeau utilisé pour la reconstruction ne sont pas considérées comme un élément déterminant pour sa sélection par les chirurgiens maxillo-faciaux à l'heure actuelle. Cependant, selon nos simulations, elles auraient un impact non négligeable sur la mobilité linguale post-chirurgicale plus ou moins marqué selon le type d'exérèse. Dans le cas d'une hémiglossectomie, la nature du lambeau nous a semblé avoir un impact relativement limité lors de la production des voyelles cardinales extrêmes pour ce qui est de la forme de la langue, mais non négligeable pour ce qui est de la cinématique de la langue. Dans le cas d'une résection élargie du plancher buccal, la nature du lambeau joue un rôle beaucoup plus important : un lambeau trop mou ne permet plus, par exemple, de rigidifier le plancher buccal et de permettre au génio-glosse postérieur de propulser la langue vers l'avant ; par conséquent, il devient très difficile voire impossible de générer des voyelles antérieures telles le /i/ dans ces conditions. Par opposition, un lambeau plus rigide permet de faciliter les mouvements de protraction de la langue. Un modèle de la cavité orale pourrait donc apporter des informations précieuses pour l'aide au planning chirurgical. Les simulations effectuées à ce jour ne tiennent pas compte des compensations qui interviennent après une chirurgie. Le modèle que nous avons développé pourrait apporter des éléments de réponse quant aux mécanismes mis en jeu et au type d'apprentissage le mieux adapté selon la nature de la perturbation. Pour ce faire, différents types de stratégies communément observées en parole devront être explorées. À terme, les possibilités de compensation qui existent devront évidemment être prises en compte dans le planning chirurgical.

Le modèle actuel présente encore un certain nombre de limites, tout d'abord au niveau de la modélisation des articulateurs de la parole, en particulier la mandibule, actuellement considérée comme étant bloquée, mais aussi le pharynx et le larynx considérés comme de simples surfaces rigides. Or l'on sait que l'extrémité basse du pharynx remonte lorsqu'il se contracte et que les déplacements observés peuvent atteindre 3 cm, ce qui a un impact non négligeable sur les sons produits. Une meilleure modélisation des parois pharyngées améliorerait également le calcul

des fonctions d'aire.

Une autre limite est celle du temps de calcul nécessaire pour réaliser une simulation : les temps requis pour un mouvement de 100 ms sont de l'ordre de 40 minutes à 1 heure. Nous sommes donc encore très loin d'un modèle utilisable en temps interactif. Ces temps de calcul sont incompatibles avec l'utilisation de ce modèle dans un cadre médical. Ils limitent aussi de manière drastique le nombre de simulations possibles pour les inversions articulatoires (détermination des commandes motrices nécessaires pour obtenir un signal acoustique donné) et donc notre connaissance du modèle et de ses capacités. L'utilisation d'algorithmes finis rapides permettrait de pallier à ce problème. Des collaborations sont déjà en cours avec l'Université de Colombie-Britannique qui a déjà intégré le modèle de langue présenté dans ce mémoire avec un modèle de contrôle simplifié (Vogt *et al.*, 2006a,b) et le laboratoire GRA-VIR de l'INRIA afin de diminuer de manière significative les temps de calculs (Nesme *et al.*, 2006). Cette amélioration en temps ne doit pas se faire au détriment de la qualité et de la fiabilité des résultats. Une comparaison entre les résultats obtenus avec notre modèle de référence sous AnsysTM sera donc nécessaire pour valider ou invalider ces approches.

Un dernier élément important est celui de la création d'un modèle spécifique au patient. Le processus d'adaptation du modèle générique PB n'est pas un problème trivial, la modification de la géométrie de la langue pouvant entraîner des irrégularités géométriques au niveau des éléments, ce qui rendrait le nouveau modèle inexploitable. Une piste possible consisterait à découpler le maillage de langue de la définition des macro-fibres musculaires (Groleau *et al.*, 2007). Dans ce cas, le maillage de langue pourrait être effectué plus facilement, les macro-fibres n'étant plus constituées à partir des nœuds du maillage de la langue ; l'absence de contraintes autres que la forme de la surface de la langue assurerait un remaillage simple et plus souple, limitant les problèmes de régularité pour les éléments. Il présenterait également l'avantage de pouvoir remailler la langue plus facilement, en particulier avec un maillage plus dense, ce qui semble indispensable pour la simulation de consonnes avec contact dans la zone palatale, telles que /k/ ou /g/, mais avec des conséquences immédiates sur les temps de calcul.

Bibliographie

- ABD-EL-MALEK, S. (1938). A contribution to the study of the movements of the tongue in animals, with special reference to the cat. *Journal of Anatomy*, 73(Pt 1):15–30. (cité page 8)
- ABD-EL-MALEK, S. (1939). Observations on the morphology of the human tongue. *Journal of Anatomy*, 73(Pt 2):201–210. (cité pages 8, 10, 13 et 14)
- ABRY, C., BOË, L.-J., GENTIL, M., DESCOUT, R. et GRAILLOT, P. (1980). La géométrie des lèvres en français. In *Labialité et phonétique : données fondamentales et études expérimentales sur la géométrie et la motricité labiales*. Publications de l'Université des langues et lettres de Grenoble. (cité page 113)
- ALEXANDER, R. M. (1997). A minimum energy cost hypothesis for human arm trajectories. *Biological Cybernetics*, 76(2):97–105. (cité page 82)
- ANSYS, INC. (2006a). *Structural Guide*. Release 11.0 Documentation for ANSYS. http://www1.ansys.com/customer/content/documentation/80/ansys/Hlp_G_StrTOC.html pour la version 8.0. (cité pages 51 et 73)
- ANSYS, INC. (2006b). *Theory Reference*. Release 11.0 Documentation for ANSYS. http://www1.ansys.com/customer/content/documentation/80/ansys/theory_toc.html pour la version 8.0. (cité pages 56, 57 et 183)
- APOSTOL, L. (2001). *Étude et simulation des caractéristiques individuelles des locuteurs par modélisation du processus de production de parole*. Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble, Grenoble, France. (cité pages 93 et 215)
- ASATRYAN, D. G. et FELDMAN, A. G. (1965). Functional tuning of the nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture: I. Mechanographic analysis of the work of the limb on execution of a postural task. *Biophysics*, 10:925–35. (cité page 78)
- BADIN, P., BAILLY, G., REVÉRET, L., BACIU, M., SEGEBARTH, C. et SAVARIAUX, C. (2002). Three-dimensional linear articulatory modeling of tongue, lips and face, based on MRI and video images. *Journal of Phonetics*, 30(3):533–553. (cité pages 128 et 135)

- BADIN, P., BOREL, P., BAILLY, G., REVÉRET, L., BACIU, M. et SEGEBARTH, C. (2000). Towards an audiovisual virtual talking head: 3D articulatory modeling of tongue, lips and face based on MRI and video images. *In Proceedings of the 5th speech production seminar and CREST Workshop on models of speech production*, pages 261–264, Kloster Seeon, Bavière. (cité pages 31 et 32)
- BAER, T., ALFONSO, P. J. et HONDA, K. (1988). Electromyography of the tongue muscles during vowels in /əpvp/ environment. *Annual Bulletin of the Research Institute of Logopedics and Phoniatics*, 22:7–19. (cité pages 104, 105, 106, 107, 109, 111, 113, 115 et 117)
- BARNWELL, Y. M. (1976). Human lingual musculature: an historical review. *International Journal of Oral Myology*, 2(2):31–41. (cité page 9)
- BARNWELL, Y. M., KLUEBER, K. et LANGDON, H. L. (1978a). The anatomy of the intrinsic musculature of the tongue in the early human fetus: part I, M. longitudinalis inferior. *International Journal of Oral Myology*, 3(4):5–8. (cité page 8)
- BARNWELL, Y. M., LANGDON, H. L. et KLUEBER, K. (1978b). The anatomy of the intrinsic musculature of the tongue in the early human fetus: part II, M. longitudinalis inferior. *International Journal of Oral Myology*, 4(4):5–8. (cité page 8)
- BATHE, K.-J. (1982). *Finite element Procedures in Engineering Analysis*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ, USA. (cité page 90)
- BEATTY, M. F. (1987). Topics in finite elasticity: hyperelasticity of rubber, elastomers and biological tissues-with examples. *Applied Mechanics Reviews*, 40:1699–1734. (cité page 50)
- BEAUTEMPS, D., BADIN, P. et BAILLY, G. (2001). Linear degrees of freedom in speech production: analysis of cineradio- and labio-film data and articulatory-acoustic modeling. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 109(5 Pt 1):2165–2180. (cité page 32)
- BEAUTEMPS, D., BADIN, P. et LABOISSIÈRE, R. (1995). Deriving vocal-tract area functions from midsagittal profiles and formant frequencies: a new model for vowels and fricative consonants based on experimental data. *Speech Communication*, 16(1):27–47. (cité page 94)
- BELYTSCHKO, T., PARIMI, C., MOËS, N., SUKUMAR, N. et USUI, S. (2003). Structured extended finite element methods for solids defined by implicit surfaces. *International Journal of Numerical Methods in Engineering*, 56:609–635. (cité page 37)
- BÉRAR, M., DESVIGNES, M., BAILLY, G. et PAYAN, Y. (2004). 3D meshes registration: Application to statistical skull model. *In Proceedings of the International Conference on Image Analysis and Recognition*, volume 3212 de *Lecture notes in computer science*, pages 100–107, Porto, Portugal. Springer Berlin / Heidelberg. (cité page 58)
- BIRCHALL, M. (2004). Tongue transplantation. *The Lancet*, 363(9422):1663. (cité page 27)
- BIZZI, E., ACCORNERO, N., CHAPPLE, W. et HOGAN, N. (1982). Arm trajectory formation in monkeys. *Experimental Brain Research*, 46(1):139–143. (cité pages 77 et 81)
- BIZZI, E., HOGAN, N., MUSSA-IVALDI, F. A. et GISZTER, S. (1992). Does the nervous system use equilibrium-point control to guide single and multiple joint movements ? *Behavioral and Brain Sciences*, 15(4):603–613s. (cité page 81)

- BOË, L.-J., GRANAT, J., AUTESSERRE, D., PERRIER, P. et PEYRE, É. (2006). Variation et prédiction de la position de l'os hyoïde de l'homme moderne. *Biométrie Humaine et Anthropologie*, 24(3–4):257–272. (cité page 70)
- BOË, L.-J., PERRIER, P. et BAILLY, G. (1992). The geometric vocal tract variables controlled for vowel production: proposals for constraining acoustic to articulatory inversion. *Journal of Phonetics*, 20:27–38. (cité page 32)
- BOTHOREL, A., SIMON, P., WIOLAND, F. et ZERLING, J.-P. (1986). *Cinéradiographie des voyelles et des consonnes du français*. Institut de Phonétique, Université Marc Bloch, Strasbourg, France. (cité pages 104 et 113)
- BOUCHET, A. et CULLERET, J. (1997). *Anatomie topographique, descriptive et fonctionnelle, tome 1 : Le système nerveux central, la face, la tête et les organes des sens*. SIMEP, Paris, France, seconde édition. (cité pages 3, 4 et 15)
- BRESSMANN, T., UY, C. et IRISH, J. C. (2005). Analysing normal and partial glossectomee tongues using ultrasound. *Clinical Linguistics & Phonetics*, 19(1):35–52. (cité page 32)
- BUNTON, K. et WEISMER, G. (1994). Evaluation of a reiterant force-impulse task in the tongue. *Journal of Speech and Hearing Research*, 37(5):1020–1031. (cité page 112)
- CHATEAUNEUF, A. (2005). *Comprendre les éléments finis : Structures. Principes, formulations et exercices corrigés*. Technosup. Ellipses. (cité pages 53 et 54)
- COIRIER, J. (2001). *Mécanique des milieux continus*. Sciences Sup. Dunod, seconde édition. (cité page 45)
- COKER, C. (1976). A model of articulatory dynamics and control. *In Proceedings of the IEEE*, volume 64, pages 452–460. (cité page 31)
- COTIN, S., DELINGETTE, H. et AYACHE, N. (2000). A hybrid elastic model allowing real-time cutting, deformations and force-feedback for surgery training and simulation. *The Visual Computer*, 16:437–452. (cité page 140)
- COUTEAU, B., PAYAN, Y. et LAVALLÉE, S. (2000). The mesh-matching algorithm: an automatic 3D mesh generator for finite element structures. *Journal of Biomechanics*, 33(8):1005–1009. (cité page 57)
- CRAVEUR, J.-C. (2001). *Modélisation des structures, calcul par éléments finis*. Dunod, Paris, France, seconde édition. (cité page 53)
- DANG, J., FUJITA, S., MURANO, E. et STONE, M. (2006). Observation and simulation of large-scale deformation of tongue. *In Proceedings of the 7th International Seminar on Speech Production*, pages 20–29, Ubatuba, Brésil. (cité pages 105, 106, 107 et 136)
- DANG, J. et HONDA, K. (2000). Estimation of vocal tract shape from speech sounds via a physiological articulatory model. *In Proceedings of the 5th speech production seminar and CREST Workshop on models of speech production*, pages 233–236, Kloster Seeon, Bavière. (cité page 38)

- DANG, J. et HONDA, K. (2002). Estimation of vocal tract shapes from speech sounds with a physiological articulatory model. *Journal of Phonetics*, 30(3):511–532. (cité pages 9, 37 et 58)
- DANG, J. et HONDA, K. (2004). Construction and control of a physiological articulatory model. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 115(2):853–870. (cité pages 37, 38, 58, 70 et 134)
- DEPLAGNE, H. (1996). Glossoplasties. In DEVAUCHELLE, B., éditeur : *Langue et Dysmorphie*, pages 233–242. Masson, Paris, France. (cité page 25)
- DESCOUT, R., BOË, L.-J. et ABRY, C. (1980). Labialité vocalique et labialité consonantique en français. In *Labialité et phonétique : données fondamentales et études expérimentales sur la géométrie et la motricité labiales*. Publications de l'Université des langues et lettres de Grenoble. (cité page 113)
- DEVAUCHELLE, B., D'HAUTHUILLE, C., BITAR, G. et TESTELIN, S. (2005). Faut-il et comment reconstruire la langue? Résultats d'une enquête multicentrique. In MARANDAS, P., éditeur : *Tumeurs de la langue mobile, radiochimiothérapie des cancers des voies aéro-digestives supérieures*, Carcinologie Cervico-Faciale, pages 99–104, Paris, France. XXXVI-ème Congrès de la Société française de carcinologie cervico-faciale, EDK. (cité page 29)
- DUCK, F. A. (1990). *Physical Properties of Tissues: A Comprehensive Reference Book*. Academic Press, London, UK. (cité pages 68, 69 et 70)
- ENGWALL, O. (2000). A 3D tongue model based on MRI data. In YUAN, B., HUANG, T. et TANG, X., éditeurs : *6th International Conference on Spoken Language Processing*, volume 3, pages 901–904, Beijing, China. (cité page 31)
- FANT, G. (1960). *Acoustic theory of speech production*. Mouton, The Hague. (cité page 93)
- FELDMAN, A. G. (1986). Once more on the equilibrium-point hypothesis (λ model) for motor control. *Journal of Motor Behavior*, 18(1):17–54. (cité pages 35, 79 et 83)
- FELDMAN, A. G., ADAMOVICH, S. V., OSTRY, D. J. et FLANAGAN, J. R. (1990). The origin of electromyograms - explanations based on the equilibrium point hypothesis. In WINTERS, J. M. et WOO, S.-Y., éditeurs : *Multiple Muscle Systems: Biomechanics of Movement Organization*, pages 195–213. Springer-Verlag, New-York, USA. (cité page 82)
- FELDMAN, A. G., ARCHAMBAULT, P. et LESTIENNE, F. G. (1999). Multi-muscle control is based on the specification of referent body image. In GANTCHEV, G. N., MORI, S. et MASSION, J., éditeurs : *Motor Control, Today and Tomorrow*, pages 163–179. Academic Publishing House, Sofia. (cité pages 80 et 82)
- FELDMAN, A. G. et LATASH, M. L. (2005). Testing hypotheses and the advancement of science: recent attempts to falsify the equilibrium point hypothesis. *Experimental Brain Research*, 161(1):91–103. (cité page 79)
- FELDMAN, A. G. et LEVIN, M. F. (1995). Positional frames of reference in motor control: Origin and use. *Behavioral and Brain Sciences*, 18(4):723–806. (cité page 79)

- FELDMAN, A. G. et ORLOVSKY, G. N. (1972). The influence of different descending systems on the tonic reflex in the cat. *Experimental Neurology*, 37(3):481–494. (cité pages 79 et 85)
- FLANAGAN, J. R., OSTRY, D. J. et FELDMAN, A. G. (1993). Control of trajectory modifications in target-directed reaching. *Journal of Motor Behavior*, 25:140–152. (cité page 82)
- FLASH, T. (1987). The control of hand equilibrium trajectories in multi-joint arm movements. *Biological Cybernetics*, 57(4-5):257–274. (cité page 82)
- FLASH, T. et HOGAN, N. (1985). The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *The Journal of Neuroscience*, 5(7):1688–1703. (cité page 82)
- FUJIMURA, O. et KAKITA, Y. (1979). Remarks on quantitative description of lingual articulation. In LINDBLOM, B. et ÖHMAN, S., éditeurs : *Frontiers of Speech Communication Research*, pages 17–24. Academic Press, San Diego. (cité page 135)
- FUJITA, S., DANG, J. et HONDA, K. (2006a). A study on articulatory movements of pathological tongue based on a 3D physiological articulatory simulator. In *Conference on Motor Speech: Motor Speech Disorders and Speech Motor Control*. (cité page 39)
- FUJITA, S., DANG, J., SUZUKI, N. et HONDA, K. (2006b). Modeling asymmetrical movements of normal and pathological tongue. In *Proceedings of the 7th International Seminar on Speech Production*, pages 387–394, Ubatuba, Brazil. (cité page 39)
- FUNG, Y.-C. (1993). *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. Springer-Verlag, New-York, USA, seconde édition. (cité page 49)
- GAIGE, T. A., BENNER, T., WANG, R., WEDEEN, V. J. et GILBERT, R. J. (2007). Three dimensional myoarchitecture of the human tongue determined in vivo by diffusion tensor imaging with tractography. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 26(3):654–661. (cité page 9)
- GARRIGUES, J. (2007). *Fondements de la mécanique des milieux continus*. Méthodes numériques. Hermes Science Publications, Paris, France. (cité page 45)
- GÉRARD, J.-M. (2004). *Un modèle biomécanique tridimensionnel de la langue*. Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble, Grenoble, France. (cité pages xix, 42, 43, 56, 57, 58, 60, 63, 73, 106 et 159)
- GÉRARD, J.-M., OHAYON, J., LUBOZ, V., PERRIER, P. et PAYAN, Y. (2005). Non-linear elastic properties of the lingual and facial tissues assessed by indentation technique application to the biomechanics of speech production. *Medical engineering & physics*, 27(10):884–892. (cité pages 58, 68, 69 et 159)
- GÉRARD, J.-M., PERRIER, P. et PAYAN, Y. (2006). 3D biomechanical tongue modelling to study speech production. In HARRINGTON, J. et TABAIN, M., éditeurs : *Speech Production: Models, Phonetic Processes, and Techniques*, pages 85–102. Psychology Press, New-York, USA. (cité pages 42, 56, 58, 73 et 159)
- 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 Developments in Biomechanics*, 1:49–64. (cité pages 42, 44, 56 et 159)

- GICQUEL, C., ROSSIGNOL, S. et LE BOUC, Y. (2005). Beckwith-Wiedemann syndrome. <http://www.orpha.net/data/patho/GB/uk-BWS05.pdf>. Orphanet encyclopedia. (cité page 28)
- GILBERT, R. J. et NAPADOW, V. J. (2005). Three-dimensional muscular architecture of the human tongue determined in vivo with diffusion tensor magnetic resonance imaging. *Dysphagia*, 20(1):1–7. (cité page 9)
- GOMI, H. et KAWATO, M. (1996). Equilibrium-point control hypothesis examined by measured arm-stiffness during multi-joint movement. *Science*, 272(5258):117–120. (cité page 36)
- GRAY, H. (1918). *Anatomy of the Human Body*. Bartleby.com, <http://www.bartleby.com/107/>, New York, USA. (cité pages 3, 7 et 12)
- GREVEN, A. J., MEIJER, M. F. et TIWARI, R. M. (1994). Articulation after total glossectomy: a clinical study of speech in six patients. *European Journal of Disorders of Communication*, 29(1):85–93. (cité page 27)
- GRIBBLE, P. L. et OSTRY, D. J. (2000). Compensation for loads during arm movements using equilibrium-point control. *Experimental Brain Research*, 135(4):474–482. (cité page 80)
- GRIBBLE, P. L., OSTRY, D. J., SANGUINETI, V. et LABOISSIÈRE, R. (1998). Are complex control signals required for human arm movement? *Journal of Neurophysiology*, 79(3):1409–1424. (cité page 36)
- GROLEAU, J., CHABANAS, M., MARÉCAUX, C., PAYRARD, N., SEGAUD, B., ROCHETTE, M., PERRIER, P. et PAYAN, Y. (2007). A biomechanical model of the face including muscles for the prediction of deformations during speech production. In *Proceedings of the 5th International Workshop on Models and Analysis of Vocal Emissions for Biomedical Applications (MAVEBA)*, Florence, Italie. (cité page 161)
- HANSEN, J. T. (2004). *Mémofiches Anatomie Netter : Tête et cou*. Masson, Paris, France. (cité pages 3, 5 et 10)
- HARSHMAN, R., LADEFOGED, P. et GOLDSTEIN, L. (1977). Factor analysis of tongue shapes. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 62(3):693–713. (cité pages 31, 32, 105, 132 et 135)
- HASHIMOTO, K. et SUGA, S. (1986). Estimation of the muscular tensions of the human tongue by using a three-dimensional model of the tongue. *The Acoustical Society of Japan*, 7(1):39–46. (cité page 40)
- HEINZ, J. et STEVENS, K. N. (1965). On the relations between lateral cineradiographs, area functions and acoustic spectra of speech. In *Proceedings of the 5th International Congress of Acoustic*, page Paper A44, Liège. (cité page 94)
- HENG, P.-A., CHENG, C.-Y., WONG, T.-T., WU, W., XU, Y., XIE, Y., CHUI, Y.-P., CHAN, K.-M. et LEUNG, K.-S. (2006). Virtual reality techniques: Application to anatomic visualization and orthopaedics training. *Clinical orthopaedics and related research*, 442:5–12. (cité page 140)

- HENKE, W. L. (1967). Preliminaries to speech synthesis based on an articulatory model. *In Proceedings of the IEEE Speech Conference*, pages 170–171, Boston, USA. (cité page 33)
- HENNEMAN, E., SOMJEN, G. et CARPENTER, D. O. (1965). Excitability and inhibitability of motoneurons of different sizes. *Journal of Neurophysiology*, 28(3):599–620. (cité page 83)
- HOGAN, N. (1985). The mechanics of multi-joint posture and movement control. *Biological Cybernetics*, 52(5):315–331. (cité page 82)
- HONDA, K. (1996). The organization of tongue articulation for vowels. *Journal of Phonetics*, 24(1):39–52. (cité page 135)
- HOOLE, P. (1998). Modelling tongue configuration in german vowel production. *In Proceedings of the 5th International Conference on Spoken Language and Processing*, volume 5, pages 1867–1870, Sidney, Australie. (cité page 135)
- HUXLEY, A. F. (1957). Muscle structure and theories of contraction. *Progress in biophysics and biological chemistry*, 7:255–318. (cité pages 75 et 88)
- INSTITUT DE VEILLE SANITAIRE (2007). <http://www.invs.sante.fr/surveillance/cancers>. Surveillance épidémiologique des cancers. (cité page 21)
- ITO, T., MURANO, E. Z. et GOMI, H. (2004). Fast force-generation dynamics of human articulatory muscles. *Journal of applied physiology*, 96(6):2318–2324. (cité page 87)
- JACKSON, M. T. (1988). Analysis of tongue positions: language-specific and cross-linguistic models. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 84(1):124–143. (cité pages 32 et 135)
- JÄRVINEN, T. A. H., JÄRVINEN, T. L. N., KÄÄRIÄINEN, M., KALIMO, H. et JÄRVINEN, M. (2005). Muscle injuries: Biology and treatment. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(5):745–764. (cité page 142)
- JOHNSON, K. (2003). *Acoustic & Auditory Phonetics*. Blackwell Publishing, seconde édition. (cité page 93)
- KAKITA, Y. et FUJIMURA, O. (1977). Computational model of the tongue: A revised version. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 62(S1):S15–S16. (cité pages 40 et 160)
- KAKITA, Y., FUJIMURA, O. et HONDA, K. (1985). Computation of mapping from muscular contraction patterns to formant patterns in vowel space. *In FROMKIN, V. A., éditeur : Phonetic Linguistics*, pages 133–144, Academic, Orlando, FL. (cité page 40)
- KATAYAMA, M. et KAWATO, M. (1993). Virtual trajectory and stiffness ellipse during multijoint arm movement predicted by neural inverse models. *Biological Cybernetics*, 69(5–6):353–362. (cité page 82)
- KENT, R. D. (1997). *The Speech Sciences*. Singular Publishing Group, San Diego / London. (cité page 12)

- KIRITANI, S., MIYAWAKI, K. et FUJIMURA, O. (1976). A computational model of the tongue. *Annual Report of the Research Institute of Logopedics and Phoniatics*, 10:243–252. Tokyo University, Tokyo. (cité pages 39, 40 et 159)
- KIRITANI, S., MIYAWAKI, K., FUJIMURA, O. et MILLER, J. E. (1975). Computational model of the tongue. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 57(S1):S3. (cité pages 39 et 159)
- KITAMURA, T., TAKEMOTO, H., HONDA, K., SHIMADA, Y., FUJIMOTO, I., SYAKUDO, Y., MASAKI, S., KURODA, K., OKU-UCHI, N. et SENDA, M. (2005). Difference in vocal tract shape between upright and supine postures: Observations by an open-type MRI scanner. *Acoustical Science & Technology*, 26(5):465–468. (cité page 128)
- KNUUTTILA, H., PUKANDER, J., MÄÄTTÄ, T., PAKARINEN, L. et VILKMAN, E. (1999). Speech articulation after subtotal glossectomy and reconstruction with a myocutaneous flap. *Acta Oto-Laryngologica*, 119(5):621–626. (cité pages 27 et 154)
- LABOISSIÈRE, R., OSTRY, D. J. et FELDMAN, A. G. (1996). The control of multi-muscle systems: Human jaw and hyoid movements. *Biological Cybernetics*, 74:373–384. (cité pages 35, 83, 87 et 88)
- LAN, N. (1997). Analysis of an optimal control model of multi-joint arm movements. *Biological Cybernetics*, 76(2):107–117. (cité page 82)
- LANGDON, H. L., KLUEBER, K. M. et BARNWELL, Y. M. (1978). The anatomy of M. genioglossus in the 15-week human fetus. *Anatomy and Embryology*, 155(1):107–113. (cité page 9)
- LANZETTA, M., POZZO, M., BOTTIN, A., MERLETTI, R. et FARINA, D. (2005). Reinnervation of motor units in intrinsic muscles of a transplanted hand. *Neuroscience Letters*, 373:138–143. (cité page 142)
- LAROUSSE COLLECTIF (2006). *Le Petit Larousse illustré*. Larousse, Paris, France. (cité page xv)
- LATASH, M. L. (2002). *Bases neurophysiologiques du mouvement*. Sciences et pratiques du sport. De Boeck, Bruxelles, Belgique. (cité pages 74 et 80)
- LAUDE, M. (1996). Anatomie de la langue. In DEVAUCHELLE, B., éditeur : *Langue et Dysmorphie*, pages 15–30. Masson, Paris, France. (cité page 11)
- LAVAYSSIÈRE, R., VANNETZEL, J.-M. et CABÉE, A.-E. (1997). *TDM et IRM en cancérologie de l'adulte*, chapitre 17, page 167. Vigot, Paris, France. (cité page 22)
- LEE, B., POPESCU, D. C. et OURSELIN, S. (2007). Progressive update approach to real-time cutting of finite element models in surgical simulation. *Studies in Health Technology and Informatics*, 125:271–273. (cité page 140)
- LEVIN, M. F., FELDMAN, A. G., MILNER, T. E. et LAMARRE, Y. (1992). Reciprocal and coactivation commands for fast wrist movements. *Experimental Brain Research*, 89(3):669–677. (cité page 80)

- LORENSEN, W. E. et CLINE, H. E. (1987). Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. In *SIGGRAPH '87: Proceedings of the 14th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, volume 21, pages 163–169, New York, NY, USA. ACM Press. (cité page 61)
- LUBOZ, V., PAYAN, Y., SWIDER, P. et COUTEAU, B. (2001). Automatic 3D finite element mesh generation: Data fitting for an atlas. In *Proceedings of the Fifth International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Rome, Italie. (cité page 58)
- MAEDA, S. (1979a). An articulatory model of the tongue based on statistical analysis. *Journal of the Acoustical Society of America*, 65:S22. supp. no 1. (cité page 95)
- MAEDA, S. (1979b). Un modèle articulatoire de la langue avec des composantes linéaires. In *Proceedings of the 10th Journées d'Etude sur la Parole*, pages 152–164, Grenoble, France. (cité page 31)
- MAEDA, S. (1990). Compensatory articulation during speech: evidence from the analysis and synthesis of vocal-tract shapes using an articulatory model. In HARDCASTLE, W. J. et MARCHAL, A., éditeurs : *Speech Production and Speech Modeling*, pages 131–149. Kluwer Academic Publishers. (cité pages 31, 32 et 135)
- MAEDA, S. et HONDA, K. (1994). From EMG to formant patterns of vowels: the implication of vowel spaces. *Phonetica*, 51(1–3):17–29. (cité page 31)
- MAJID, R., ABRY, C., BOË, L.-J. et PERRIER, P. (1987). Contribution à la classification articulatoire-acoustique des voyelles : étude des macro-sensibilités à l'aide d'un modèle articulatoire. In *Proceedings of the 11th International Congress of Phonetic Sciences*, volume 2, pages 348–351, Tallin, Estonie. (cité page 32)
- MANO, Y., CHUMA, T. et WATANABE, I. (2003). Cortical reorganization in training. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1):57–62. (cité page 143)
- MARANDAS, P., GERMAIN, M., MARGAINAUD, J.-P., HARTL, D. et KOLB, F. (2006). Chirurgie des tumeurs malignes du plancher buccal : exérèse et réparation. In *Techniques chirurgicales - Tête et cou*, Encyclopédie Médico-Chirurgicale, pages 46–240. Elsevier SAS, Paris, France. (cité page 24)
- MARSDEN, C. D., ROTHWELL, J. C. et DAY, B. L. (1984). The use of peripheral feedback in the control of movement. *Trends in Neuroscience*, 7:253–257. (cité page 77)
- MERMELSTEIN, P. (1973). Articulatory model for the study of speech production. *Journal of the Acoustical Society of America*, 53(4):1070–1082. (cité page 31)
- MERTON, P. A. (1972). How we control the contraction of our muscles. *Scientific American*, 226(5):30–37. (cité page 78)
- MIYAWAKI, K. (1974). A study on the musculature of the human tongue. *Annual Bulletin of the Research Institute of Logopedics and Phoniatics*, 8:22–50. (cité pages 9, 10, 13 et 14)

- MIYAWAKI, K., HIROSE, H., USHIJIMA, T. et SAWASHIMA, M. (1975). A preliminary report on the electromyographic study of the activity of lingual muscles. *Annual Bulletin of the Research Institute of Logopedics and Phoniatics*, 9:91–106. (cité pages 104, 108, 109, 110 et 113)
- MOKHTARI, P., KITAMURA, T., TAKEMOTO, H. et HONDA, K. (2007). Principal components of vocal-tract area functions and inversion of vowels by linear regression of cepstrum coefficients. *Journal of Phonetics*, 35(1):20–39. (cité page 135)
- MOOSHAMMER, C., PERRIER, P., FUCHS, S., GENG, C. et PAPE, D. (2004). An EMMA and EPG study on token-to-token variability. *AIPUK*, 36:47–63. (cité page 122)
- MORECKI, A. (1987). Modeling, mechanical description, measurements and control of the selected animal and human body manipulation and locomotion movements. In MORECKI, A., éditeur : *Biomechanics of Engineering - modeling, simulation, control*, pages 1–28. Springer-Verlag, New York, USA. (cité page 37)
- MU, L. et SANDERS, I. (1999). Neuromuscular organization of the canine tongue. *The Anatomical Record*, 256:412–424. (cité page 8)
- MU, L. et SANDERS, I. (2000). Neuromuscular specializations of the pharyngeal dilator muscles: II. Compartmentalization of the canine genioglossus muscle. *The Anatomical Record*, 325:260–308. (cité pages 8, 9 et 84)
- NAPADOW, V. J., CHEN, Q., WEDEEN, V. et GILBERT, R. J. (1999). Intramural mechanics of the human tongue in association with physiological deformations. *Journal of Biomechanics*, 32:1–12. (cité pages 67 et 136)
- NELIGAN, P. C. (2002). La reconstruction de la tête et du cou. In *Oncologie Conférences Scientifiques au Princess Margaret Hospital*, volume 4. (cité page 26)
- NELSON, W. L. (1983). Physical principles for economies of skilled movements. *Biological Cybernetics*, 46(2):135–47. (cité page 82)
- NESME, M., FAURE, F. et PAYAN, Y. (2006). Hierarchical multi-resolution finite element model for soft body simulation. In *Proceedings of ISBMS 06*, volume 4072 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 40–47, Zürich, Switzerland. Springer-Verlag. (cité page 161)
- NETTER, F. H. (2004). *Atlas d'anatomie humaine*. Masson, Paris, France, troisième édition. (cité page 16)
- NIIMI, S., KUMADA, M. et NIITSU, M. (1994). Functions of tongue-related muscles during production of the five japanese vowels. *Annual Bulletin of the Research Institute of Logopedics and Phoniatics*, 28:33–40. (cité pages 9, 128 et 136)
- NIITSU, K. M., NIIMI, S. et ITAI, Y. (1992). Tongue movement during phonation: A rapid quantitative visualization using tagging snapshot MRI imaging. *Annual Bulletin of the Research Institute of Logopedics and Phoniatics*, 26:149–156. (cité page 136)
- NIX, D. A., PAPCUN, G., HOGDEN, J. et ZLOKARNIK, I. (1996). Two cross-linguistic factors underlying tongue shapes for vowels. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 99:3707–3717. (cité page 135)

- OFFICE QUÉBÉCOIS DE LA LANGUE FRANÇAISE (2007). Le grand dictionnaire terminologique. http://www.granddictionnaire.com/btml/fra/r_motclef/index1024_1.asp. (cité page xv)
- OGATA, S., MINE, K., TAMATSU, Y. et SHIMADA, K. (2002). Morphological study of the human chondroglossus muscle in japanese. *Annals of anatomy*, 184(5):493–499. (cité page 11)
- O’KUSKY, J. R. et NORMAN, M. G. (1992). Sudden infant death syndrome: postnatal changes in the numerical density and total number of neurons in the hypoglossal nucleus. *Journal of neuropathology and experimental neurology*, 51(6):57–584. (cité page 31)
- ONCORANET (2004). <http://oncoranet.lyon.fnclcc.fr/thesaurus/localisation.asp?D0=07>. Thesaurus Cavité buccale. (cité page 23)
- OSTRY, D. J. et MUNHALL, K. G. (1985). Control of rate and duration of speech movements. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 77(2):640–648. (cité page 91)
- OSTRY, D. J. et MUNHALL, K. G. (1994). Control of jaw orientation and position in mastication and speech. *Journal of Neurophysiology*, 71(4):1528–1545. (cité page 82)
- OTSUKA, R., ONO, T., ISHIWATA, Y. et KURODA, T. (2000). Respiratory-related genioglossus electromyographic activity in response to head rotation and changes in body position. *Angle Orthodontists*, 70:63–69. (cité page 128)
- PARTHASARATHY, V., PRINCE, J. L., STONE, M., MURANO, E. Z. et NESSAIVER, M. (2007). Measuring tongue motion from tagged cine-MRI using harmonic phase (HARP) processing. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 121(1):491–504. (cité page 136)
- PAYAN, Y. (1996). *Modèle biomécanique et contrôle de la langue en parole*. Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble, Grenoble, France. (cité pages xix, 9, 34, 83, 84, 109, 133 et 159)
- 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*, 22(2–3):185–205. (cité pages 34, 83, 85, 88, 89 et 134)
- PELORSON, X., LABOISSIÈRE, R. et EL MASRI, S. (1997). Vocal tract acoustics at high frequencies. In *Actes du 4^e Congrès Français d’Acoustique*, volume 1, pages 401–404, Marseille, France. (cité page 99)
- PERKELL, J. S. (1969). *Physiology of speech production: results and implication of a quantitative cineradiographic study*. MIT Press research monograph. Cambridge, Mass. M.I.T. Press. (cité pages 105 et 120)
- PERKELL, J. S. (1974). *A physiologically oriented model of tongue activity in speech production*. Thèse de doctorat, Massachusetts Institute of Technology, Boston, USA. (cité pages 9, 33, 34, 35 et 43)
- PERKELL, J. S. (1996). Properties of the tongue help to define vowels categories: Hypotheses based on physiologically oriented modeling. *Journal of Phonetics*, 24(1):3–22. (cité page 34)

- PERKELL, J. S. et COHEN, M. H. (1989). An indirect test of the quantal nature of speech in the production of the vowels /i/, /a/ and /u/. *Journal of Phonetics*, 17:123–133. (cité pages 121 et 122)
- PERKELL, J. S., GUENTHER, F. H., LANE, H., MATTHIES, M. L., PERRIER, P., VICK, J., WILHELMS-TRICARICO, R. et ZANDIPOUR, M. (2000). A theory of speech motor control and supporting data from speakers with normal hearing and with profound hearing loss. *Journal of Phonetics*, 28:233–272. (cité page 135)
- PERKELL, J. S. et NELSON, W. L. (1985). Variability in production of the vowels /i/ and /a/. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 77(5):1889–1895. (cité pages 120, 121 et 122)
- PERRIER, P., BOË, L. J. et SOCK, R. (1992). Vocal tract area function estimation from mid-sagittal dimensions with CT scans and a vocal tract cast: modeling the transition with two sets of coefficients. *Journal of Speech and Hearing Research*, 35(1):53–67. (cité page 94)
- PERRIER, P., LÆVENBRUCK, H. et PAYAN, Y. (1996a). Control of tongue movements in speech: The equilibrium point hypothesis perspective. *Journal of Phonetics*, 24:53–75. (cité pages 35 et 83)
- PERRIER, P., MA, L. et PAYAN, Y. (2005). Modeling the production of VCV sequences via the inversion of a biomechanical model of the tongue. In *Proceedings of the 9th European Conference on Speech Communication and Technology (Interspeech'2005)*, pages 1041–1044, Lisbonne, Portugal. (cité page 112)
- PERRIER, P., OSTRY, D. J. et LABOISSIÈRE, R. (1996b). The equilibrium point hypothesis and its application to speech motor control. *Journal of Speech and Hearing Research*, 39:365–378. (cité page 83)
- PERRIER, P., PAYAN, Y., PERKELL, J. S., ZANDIPOUR, M., PELORSON, X., COISY, V. et MATTHIES, M. (2000a). An attempt to simulate the fluid-walls interactions during velar stops. In *Proceedings of the 5th speech production seminar and CREST Workshop on models of speech production*, pages 149–152, Kloster Seeon, Bavière. (cité page 36)
- PERRIER, P., PAYAN, Y., ZANDIPOUR, M. et PERKELL, J. S. (2003). Influence of tongue biomechanics on speech movements during the production of velar stop consonants: A modeling study. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 114(3):1582–1599. (cité pages 34, 35, 36 et 83)
- PERRIER, P., PERKELL, J., PAYAN, Y., ZANDIPOUR, M., GUENTHER, F. et KHALIGHI, A. (2000b). Degrees of freedom of tongue movements in speech may be constrained by biomechanics. In *Proceedings of the 6th International Conference on Spoken Language Processing, ICSLP'2000*, Beijing, Chine. (cité page 135)
- PICINBONO, G., LOMBARDO, J.-C., DELINGETTE, H. et AYACHE, N. (2002). Improving realism of a surgery simulator: Linear anisotropic elasticity, complex interactions and force extrapolation. *The journal of visualization and computer animation*, 13:147–167. (cité page 140)
- PLAMONDON, R. (1995). A kinematic theory of rapid human movements. I: Movement representation and generation. *Biological Cybernetics*, 72(4):295–307. (cité page 82)

- POLIT, A. et BIZZI, E. (1979). Characteristics of motor programs underlying arm movements in monkeys. *Journal of Neurophysiology*, 42(1 Pt 1):183–194. (cité page 81)
- PURVES, D., AUGUSTINE, G. J., FITZPATRICK, D., HALL, W. C., LAMANTIA, A.-S., MCNAMARA, J. O. et WILLIAMS, S. M. (2005). *Neurosciences*. Neurosciences & Cognition. De Boeck, troisième édition. (cité page 77)
- REVÉRET, L., BAILLY, G. et BADIN, P. (2000). MOTHER: a new generation of talking heads providing a flexible articulatory control for video-realistic speech animation. In YUAN, B., HUANG, T. et TANG, X., éditeurs : *6th International Conference on Spoken Language Processing*, volume 2, pages 755–758, Beijing, China. (cité page 32)
- ROUVIÈRE, H. et DELMAS, A. (2002). *Anatomie humaine descriptive topographique et fonctionnelle, tome 1 : Tête et cou*. Masson, Paris, France, quinzième édition. (cité pages 3, 4, 7, 8, 10 et 18)
- ROYIS, P. (2005). *Mécanique des milieux continus : cours, exercices et problèmes*. ENTPE collection. Presses universitaires de Lyon, Vaulx-en-Velin, France. (cité page 52)
- RUBIN, P., BAER, T. et MERMELSTEIN, P. (1981). An articulatory synthesizer for perceptual research. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 70:321. (cité page 32)
- SAIGUSA, H., TANUMA, K., YAMASHITA, K., SAIGUSA, M. et NIIMI, S. (2006). Nerve fiber analysis for the lingual nerve of the human adult subjects. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 28:59–65. (cité page 16)
- SAIGUSA, H., YAMASHITA, K., TANUMA, K., SAIGUSA, M. et NIIMI, S. (2004). Morphological studies for retrusive movement of the human adult tongue. *Clinical anatomy*, 17(2):93–98. (cité page 14)
- SAITO, H. et ITOH, I. (2003). Three-dimensional architecture of the intrinsic tongue muscles, particularly the longitudinal muscle, by the chemical-maceration method. *Anatomical Science International*, 78:168–176. (cité page 9)
- SAITO, H. et ITOH, I. (2007). The three-dimensional architecture of the human styloglossus especially its posterior muscle bundles. *Annals of Anatomy*, 189(3):261–267. (cité page 13)
- SALTER, H. H. (1852). Tongue. In TODD, R., éditeur : *Todd Cyclopedia of Anatomy and Physiology*, volume 4, pages 1120–1163. Gilbert, London. (cité page 9)
- SANGUINETI, V., LABOISSIÈRE, R. et OSTRY, D. J. (1998). A dynamic biomechanical model for neural control of speech production. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 103(3):1615–1627. (cité pages 36 et 87)
- SANGUINETI, V., LABOISSIÈRE, R. et PAYAN, Y. (1997). A control model of human tongue movements in speech. *Biological Cybernetics*, 77(11):11–22. (cité page 36)
- SAVARIAUX, C., PERRIER, P. et ORLIAGUET, J. P. (1995). Compensation strategies for the perturbation of the rounded vowel /u/ using a lip tube: A study of the control space in speech production. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 98(5):2428–2442. (cité page 32)

- SAVARIAUX, C., PERRIER, P., PAPE, D. et LEBEAU, J. (2001). Speech production after glossectomy and reconstructive lingual surgery: a longitudinal study. *In Proceedings of the 2nd International Workshop on Models and Analysis of Vocal Emissions for Biomedical Applications (MAVEBA)*, Florence, Italie. (cité pages 27, 150, 154 et 155)
- SERRURIER, A. et BADIN, P. (2007). A three-dimensional articulatory model of nasals based on MRI and CT data. *The Journal of the Acoustical Society of America*. (cité page 32)
- SLUD, E., STONE, M., SMITH, P. J. et GOLDSTEIN, M. J. (2002). Principal components representation of the two-dimensional coronal tongue surface. *Phonetica*, 59(2–3):108–133. (cité page 31)
- SMITH, K. K. et KIER, W. M. (1989). Trunks, tongues and tentacles: Animal movement with muscular skeletons. *American Scientist*, 77:28–35. (cité page 6)
- SOKOLOFF, A. J. (2000). Localization and contractile properties of intrinsic longitudinal motor units of the rat tongue. *Journal of Neurophysiology*, 84:827–835. (cité pages 8 et 84)
- SOKOLOFF, A. J. (2003). Neuromuscular strategies for human tongue movement. *In Proceedings of the Fifteenth International Congress of Phonetic Sciences*, pages 3181–3183, Barcelona, Spain. (cité pages 13 et 110)
- SOQUET, A., LECUIT, V., METENS, T. et DEMOLIN, D. (2002). Mid-sagittal cut to area function transformations: Direct measurements of mid-sagittal distance and area with MRI. *Speech Communication*, 36(3):169–180. (cité page 94)
- ST-ONGE, N., ADAMOVICH, S. V. et FELDMAN, A. G. (1997). Control processes underlying elbow flexion movements may be independent of kinematic and electromyographic patterns: experimental study and modelling. *Neuroscience*, 79:295–316. (cité page 80)
- ST-ONGE, N., QI, H. et FELDMAN, A. G. (1993). The patterns of control signals underlying elbow joint movements in humans. *Neuroscience Letters*, 164(1–2):171–174. (cité page 82)
- STEIN, R. B. (1982). What muscle variable(s) does the nervous system control in limb movements? *The Behavioral and Brain Sciences*, 5:535–577. (cité pages 77 et 78)
- STEIN, R. B. et OĞUZTÖRELI, M. N. (1981). The role of gamma-motoneurons in mammalian reflex systems. *Biological Cybernetics*, 39(3):171–179. (cité page 78)
- STEVENS, K. N. (1989). On the quantal nature of speech. *Journal of Phonetics*, 17:3–45. (cité page 93)
- STONE, M., CROUSE, U. et SUTTON, M. (2002). Exploring the effects of gravity on tongue motion using ultrasound image sequences. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 111(5):2476–2477. (cité page 126)
- STONE, M., DAVIS, E. P., DOUGLAS, A. S., NESSAIVER, M., GULLAPALLI, R., LEVINE, W. S. et LUNDBERG, A. (2001). Modeling the motion of the internal tongue from tagged cine-MRI images. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 109(6):2974–2982. (cité page 136)

- STONE, M., DICK, D., DAVIS, E., DOUGLAS, A. et OZTURK, C. (2000). Modelling the internal tongue using principal strains. *In Proceedings of the 5th speech production seminar and CREST Workshop on models of speech production*, pages 133–136, Kloster Seeon, Bavière. (cité page 136)
- STONE, M. et LUNDBERG, A. (1996). Three-dimensional tongue surface shapes of english consonants and vowels. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 99(6):3728–3737. (cité pages 115, 116 et 117)
- STONE, M., STOCK, G., BUNIN, K., KUMAR, K., EPSTEIN, M., KAMBHAMETTU, C., LI, M., PARTHASARATHY, V. et PRINCE, J. (2007). Comparison of speech production in upright and supine position. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 122(1):532–541. (cité pages 126, 128 et 160)
- STRUBE, H. W. (2000). The meaning of the Kelly-Lochbaum acoustic-tube model. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 108(4):1850–1855. (cité page 99)
- TAKANO, S. et HONDA, K. (2007). An MRI analysis of the extrinsic tongue muscles during vowel production. *Speech Communication*, 49:49–58. (cité page 103)
- TAKEMOTO, H. (2001). Morphological analysis of the human tongue musculature for three-dimensional modelling. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 44:95–107. (cité pages 9, 11, 13, 14 et 58)
- TIEDE, M. K., MASAKI, S. et VATIKIOTIS-BATESON, E. (2000). Contrasts in speech articulation observed in sitting and supine conditions. *In Proceedings of the 5th International Seminar on Speech Production*, pages 25–28. (cité page 126)
- TOMLINSON, J. K., MORSE, S. A., BERNARD, S. P. L., GREENSMITH, A. L. et MEARA, J. G. (2007). Long-term outcomes of surgical tongue reduction in Beckwith-Wiedemann syndrome. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 119(3):992–1002. (cité page 28)
- TOURÉ, G. et VACHER, C. (2006). Anatomic study of tongue architecture based on fetal histological sections. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 28:547–552. (cité pages 8, 9 et 14)
- TRACQUI, P. et OHAYON, J. (2004). Transmission of mechanical stresses within the cytoskeleton of adherent cells: a theoretical analysis based on a multi-component model. *Acta Biotheoretica*, 52:323–341. (cité page 68)
- TURNER, M. J., CLOUGH, R. W., MARTIN, H. C. et TOPP, L. J. (1956). Stiffness and deflection analysis complex structures. *Journal of Aeronautical Science*, 23:805–823. (cité page 52)
- UICC, SOBIN, L.-H. et WITTEKIND, C. (2003). *TNM : Classification des tumeurs malignes*. Vuibert, Paris, France, sixième édition. (cité page 22)
- UNO, Y., KAWATO, M. et SUZUKI, R. (1989). Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. Minimum torque-change model. *Biological Cybernetics*, 61(2):89–101. (cité page 82)
- van EIJDEN, T. M. G. J. et KOOLSTRA, J. H. (1998). A model for mylohyoid muscle mechanics. *Journal of Biomechanics*, 31:1017–1024. (cité page 17)

- van EIJDEN, T. M. G. J., KORFAGE, J. A. M. et BRUGMAN, P. (1997). Architecture of the human jaw-closing and jaw-opening muscles. *The Anatomical Record*, 248(3):464–474. (cité pages 84 et 111)
- VOGT, F., LLOYD, J. E., BUCHAILLARD, S., PERRIER, P., CHABANAS, M., PAYAN, Y. et FELLS, S. S. (2006a). An efficient biomechanical tongue model for speech research. In *Proceedings of the 7th International Seminar on Speech Production*, pages 51–58, Ubatuba, Brésil. (cité page 161)
- VOGT, F., LLOYD, J. E., BUCHAILLARD, S., PERRIER, P., CHABANAS, M., PAYAN, Y. et FELLS, S. S. (2006b). Investigation of efficient 3D finite element modeling of a muscle-activated tongue. In *Proceedings of ISBMS 06*, volume 4072 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 19–28, Zürich, Suisse. Springer-Verlag. (cité page 161)
- WEIR, A. D., MCCUTCHEON, M. J. et FLEGE, J. E. (1993). A comparison of formant frequencies for vowels pronounced in the supine and upright positions. In *Proceedings of the Twelfth Southern Biomedical Engineering Conference*, pages 188–190. (cité page 126)
- WELLS, J. B. (1965). Comparison of mechanical properties between slow and fast mammalian muscles. *The Journal of physiology*, 178:252–269. (cité page 35)
- WHITEHILL, T. L., CIOCCA, V., CHAN, J. C.-T. et SAMMAN, N. (2006). Acoustic analysis of vowels following glossectomy. *Clinical Linguistics & Phonetics*, 20(2–3):135–140. (cité page 27)
- WIKIPEDIA (2007). Schéma représentant les lieux d’articulation des consonnes. image et annotations d’après Minifie *et al.* (1973) et Catford (1977). http://fr.wikipedia.org/wiki/Image:Places_of_articulation.svg. (cité page 19)
- WILHELMS-TRICARICO, R. (1995). Physiological modeling of speech production: methods for modeling soft-tissue articulators. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 97(5 Pt 1):3085–3098. (cité pages 41 et 42)
- WILHELMS-TRICARICO, R. (2000). Development of a tongue and mouth floor model for normalization and biomechanical modelling. In *Proceedings of the 5th speech production seminar and CREST Workshop on models of speech production*, pages 141–148, Kloster Seon, Bavière. (cité pages 42, 43, 57 et 159)
- WILHELMS-TRICARICO, R. (2005a). Geometric representation of a human tongue for computational biomechanical modelling. Article non publié. <http://webpages.charter.net/reinerwt/JSHLRmanuscript.pdf>. (cité page 42)
- WILHELMS-TRICARICO, R. (2005b). Wilhelms-tricarico’s current 3D tongue model. <http://webpages.charter.net/reinerwt/themodel.htm>. (cité page 43)
- YUEN, I., LEE, A. et GIBBON, F. (2007). Lingual contact in selected english vowels and its acoustic consequence. In *Proceedings of the 16th International Congress of Phonetic Sciences*, Saarbrücken, Allemagne. (cité pages 115 et 117)

- ZANDIPOUR, M., PERKELL, J. S., GUENTHER, F., TIEDE, M., HONDA, K. et MURANO, E. (2006). Speaking with a bite-block: Data and modeling. *In Proceedings of the 7th International Seminar on Speech Production*, pages 361–368, Ubatuba, Brésil. (cité page 35)
- ZIENKIEWICZ, O. C. et TAYLOR, R. L. (2001). *La méthode des éléments finis : formulation de base et problèmes linéaires*. AFNOR. (cité pages 51 et 53)

Annexes

Méthode de résolution des équations du mouvement

Pour résoudre les équations lagrangiennes du mouvement, la première étape consiste à présenter l'Équation 4.43 sous forme incrémentale. Pour cela, nous utilisons la méthode de Newmark, méthode d'intégration à un pas de temps (l'état du système au temps t_{n+1} est entièrement défini à partir de l'état du système au temps t_n), proposée par Ansys™, et utilisée pour les approches dites implicites. Selon ce schéma d'intégration, les déplacements, vitesses et accélérations nodaux sont remplacés au temps $t_{n+1} = \Delta t (n + 1)$ par les expressions suivantes :

$$\begin{aligned}
 \overrightarrow{q_{n+1}} &= \overrightarrow{q_n} + \overrightarrow{\dot{q}_n} \Delta t + \left[\left(\frac{1}{2} - \alpha_N \right) \overrightarrow{\ddot{q}_n} + \alpha_N \overrightarrow{\ddot{q}_{n+1}} \right] \Delta t^2 \\
 \overrightarrow{\dot{q}_{n+1}} &= \overrightarrow{\dot{q}_n} + \left[(1 - \delta_N) \overrightarrow{\ddot{q}_n} + \delta_N \overrightarrow{\ddot{q}_{n+1}} \right] \Delta t \\
 \overrightarrow{\ddot{q}_{n+1}} &= \frac{1}{\alpha_N \Delta t^2} (\overrightarrow{q_{n+1}} - \overrightarrow{q_n}) - \frac{1}{\alpha_N \Delta t} \overrightarrow{\dot{q}_n} + \left(1 - \frac{1}{2\alpha_N} \right) \overrightarrow{\ddot{q}_n}
 \end{aligned} \tag{A.1}$$

avec α_N et δ_N les paramètres d'intégration de Newmark, tels que $\alpha_N \geq \frac{1}{4} \left(\frac{1}{2} + \delta_N \right)^2$, $\delta_N \geq \frac{1}{2}$, $\frac{1}{2} + \alpha_N + \delta_N > 0$ pour avoir une stabilité inconditionnelle et $\Delta t = t_{n+1} - t_n$ (nous avons choisi un pas de temps $\Delta t = 1$ ms dans notre implémentation). Ce schéma est dit *implicite* car il faut connaître l'état du système au temps t_{n+1} (ici $\overrightarrow{q_{n+1}}$) pour pouvoir le calculer.

Il est alors possible de montrer que l'équation du mouvement 4.43 peut s'écrire, au temps t_{n+1} , sous la forme (voir ANSYS, Inc. (2006b) pour plus de précisions) :

$$\tilde{\mathbf{K}} \overrightarrow{q_{n+1}} = \overrightarrow{F_{n+1}} \tag{A.2}$$

avec

$$\tilde{\mathbf{K}} = \frac{1}{\alpha_N \Delta t^2} \mathbf{M} + \frac{\delta_N}{\alpha_N \Delta t} \mathbf{C} + \mathbf{K} \tag{A.3}$$

$$\begin{aligned} \overrightarrow{F_{n+1}} = \overrightarrow{F_{n+1}} + \mathbf{M} \left(\frac{1}{\alpha_N \Delta t^2} \overrightarrow{q}_n + \frac{1}{\alpha_N \Delta t} \dot{\overrightarrow{q}}_n + \left(\frac{1}{2\alpha_N} - 1 \right) \ddot{\overrightarrow{q}}_n \right) + \\ \mathbf{C} \left(\frac{\delta_N}{\alpha_N \Delta t} \overrightarrow{q}_n + \left(\frac{\delta_N}{\alpha_N} - 1 \right) \dot{\overrightarrow{q}}_n + \left(\frac{\delta_N}{2\alpha_N} - 1 \right) \Delta t \ddot{\overrightarrow{q}}_n \right) \end{aligned} \quad (\text{A.4})$$

On peut remarquer que $\overrightarrow{F_{n+1}}$ dépend uniquement de l'état du système (hors chargement) au temps t_n . Pour un modèle non linéaire, la matrice de rigidité \mathbf{K} dépend des déplacements nodaux \overrightarrow{q} , donc $\tilde{\mathbf{K}}$ dépend de \overrightarrow{q} . Dans ce cas, il n'est pas possible de résoudre l'équation incrémentale A.2 directement : elle est résolue à l'aide d'une approche itérative, la méthode de Newton-Raphson (Fig. A.1).

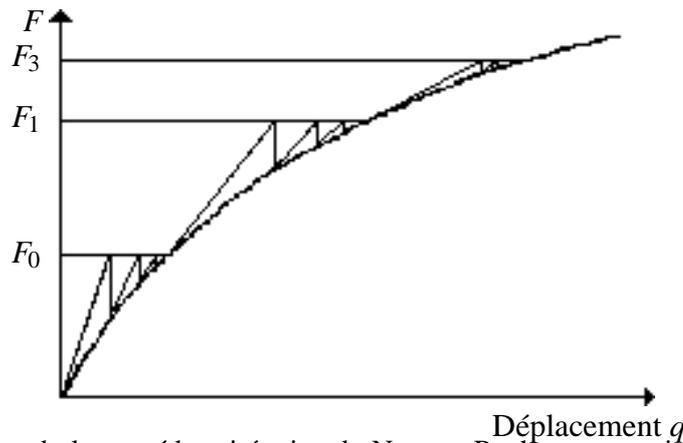


FIG. A.1 – Illustration de la procédure itérative de Newton-Raphson sur trois pas de chargement. La courbe représente les forces internes en fonction du déplacement.

Pour résoudre le système au pas de temps n , on définit un résidu d'équilibre $\overrightarrow{R}_n = \overrightarrow{F}_n - \overrightarrow{F}_{\text{int}}$, avec $\overrightarrow{F}_{\text{int}}$ les efforts développés lors de la déformation de la structure. A l'équilibre, les forces intérieures et les forces appliquées sont équivalentes, ce qui se traduit par $\overrightarrow{R}_n = \overrightarrow{0}$. L'équilibre est obtenu en incrémentant le vecteur déplacement, jusqu'à ce que le résidu soit inférieur au critère de convergence que l'on s'est fixé. La résolution d'un problème non linéaire se ramène donc à la résolution d'une succession de systèmes linéaires. La première étape consiste à évaluer l'incrément de déplacement à l'itération $i = 0$, et en déduire les forces intérieures qui en résultent. Souvent, $\overrightarrow{q}_0^0 = \overrightarrow{0}$ (déplacements nodaux au pas de chargement 0) et $\overrightarrow{q}_n^0 = \overrightarrow{q}_{n-1}$ au pas de chargement $n \geq 1$. Pour les itérations i suivantes ($i > 0$), les développements en série de Taylor au premier ordre du résidu \overrightarrow{R}_n s'écrivent :

$$\overrightarrow{R}_n^i = \overrightarrow{R}_n^{i-1} + \left[\frac{\partial \overrightarrow{R}_n^{i-1}}{\partial \overrightarrow{dq}} \right]^t \Delta \left(\overrightarrow{\Delta q}_n \right)^i \quad (\text{A.5})$$

avec $\Delta \left(\overrightarrow{\Delta q}_n \right)^i$ l'accroissement de l'incrément de déplacement. La dérivée du résidu est la matrice tangente à l'état du déplacement $\overrightarrow{q}_n^{i-1}$.

En posant l'hypothèse $\overrightarrow{R}_n = \overrightarrow{0}$, et à partir de l'équation d'équilibre incrémental, on peut évaluer la matrice tangente puis le déplacement final \overrightarrow{q}_n à imposer, et ainsi mettre à jour l'incrément de déplacement. L'opération est répétée jusqu'à ce que le critère de convergence soit respecté (Fig. A.1). La convergence de la méthode de Newton-Raphson est quadratique au voisinage de la solution : la résolution est donc rapide une fois parvenue à proximité de la solution.

Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations

Les Figures B.2 à B.19 donnent les cartes des déplacements, des contraintes de von Mises et des déformations (von Mises, premières, deuxièmes et troisièmes déformations principales) lors de l'activation individuelle de chaque muscle de la langue conformément aux commandes musculaires indiquées au Chapitre 6. Les valeurs sont données dans le plan médiosagittal ainsi que dans un plan considéré en première approximation comme un plan coronal : la langue est découpé selon le schéma indiqué Figure B.1 (les vues choisies sont alors des vues antérieures).

Ces mêmes cartes sont données pour l'activation indépendante des muscles du plancher buccal Figures B.20 à B.23 ainsi que pour les voyelles cardinales extrêmes /i/, /u/ et /a/ Figures B.24 à B.29 (commandes musculaires également indiquées au Chapitre 6).

Pour les déformations principales, les valeurs négatives représentent une compression tandis que les valeurs positives représentent une extension.

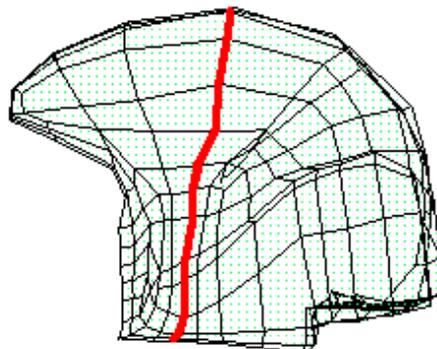


FIG. B.1 – Vue dans le plan médiosagittal du schéma de coupe (traits épais) utilisé pour représenter les déplacements, déformations et contraintes coronaux.

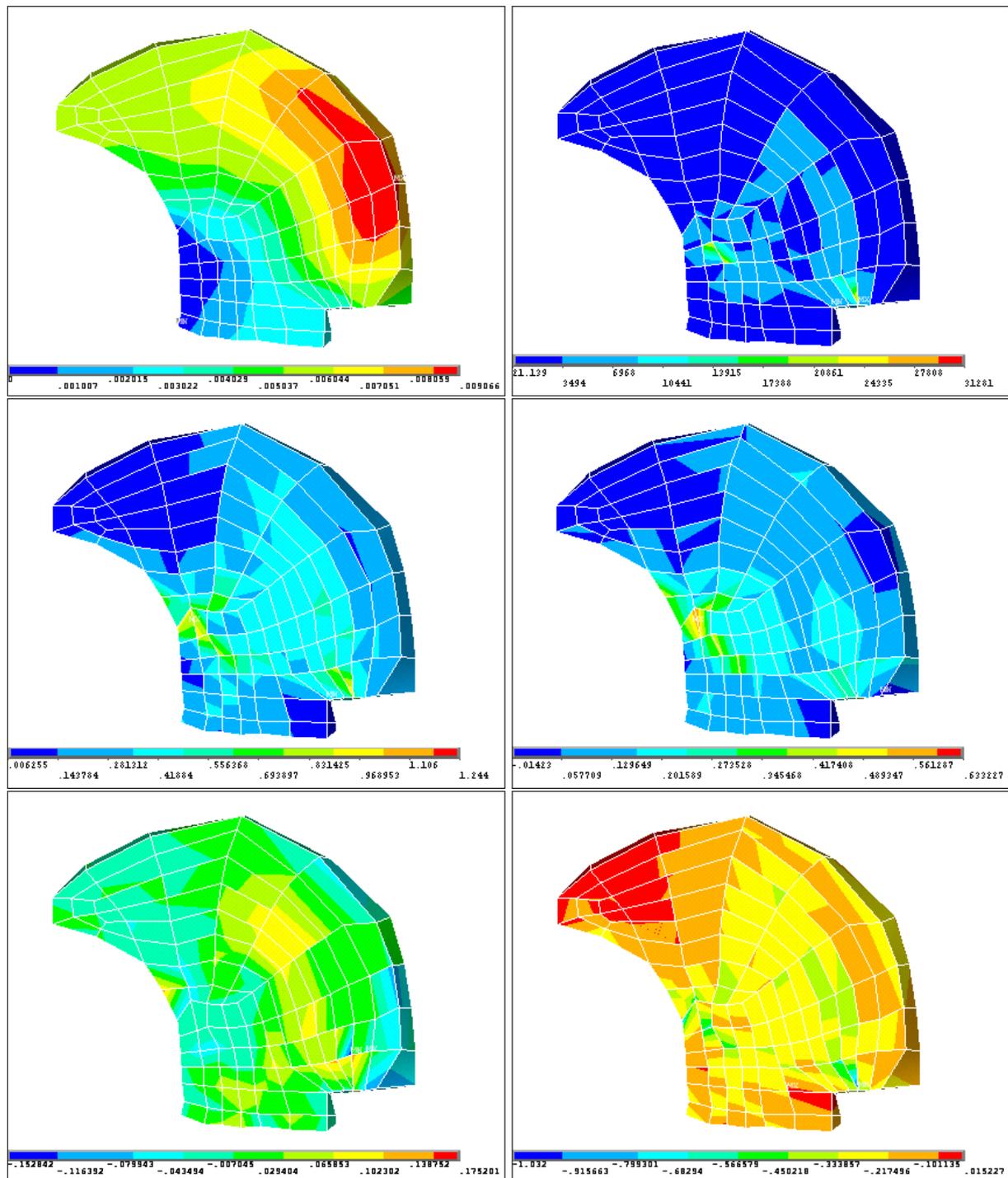


FIG. B.2 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le génio-glosse postérieur dans le plan médiosagittal. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

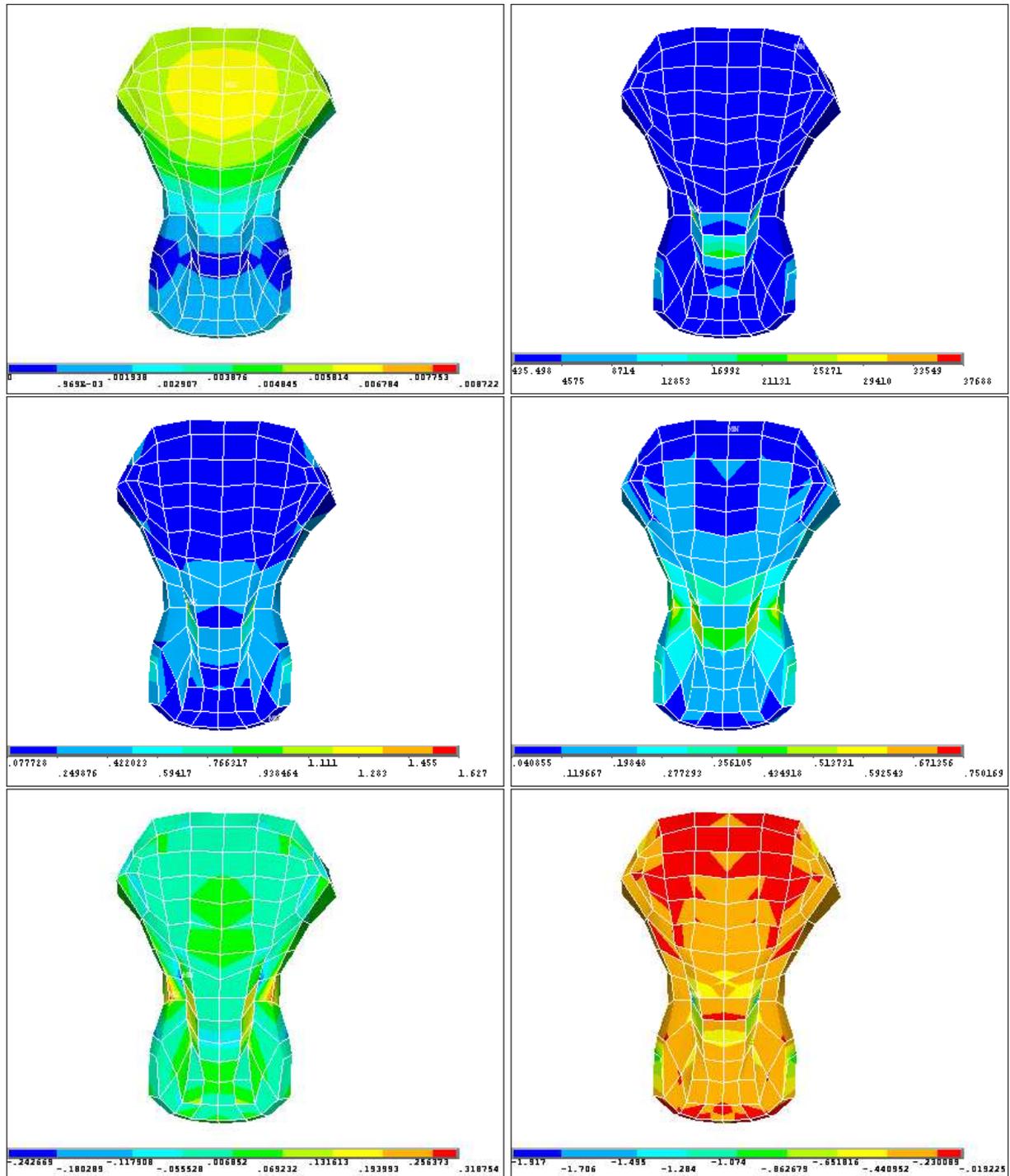


FIG. B.3 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le génio-glosse postérieur dans un plan “coronal”. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

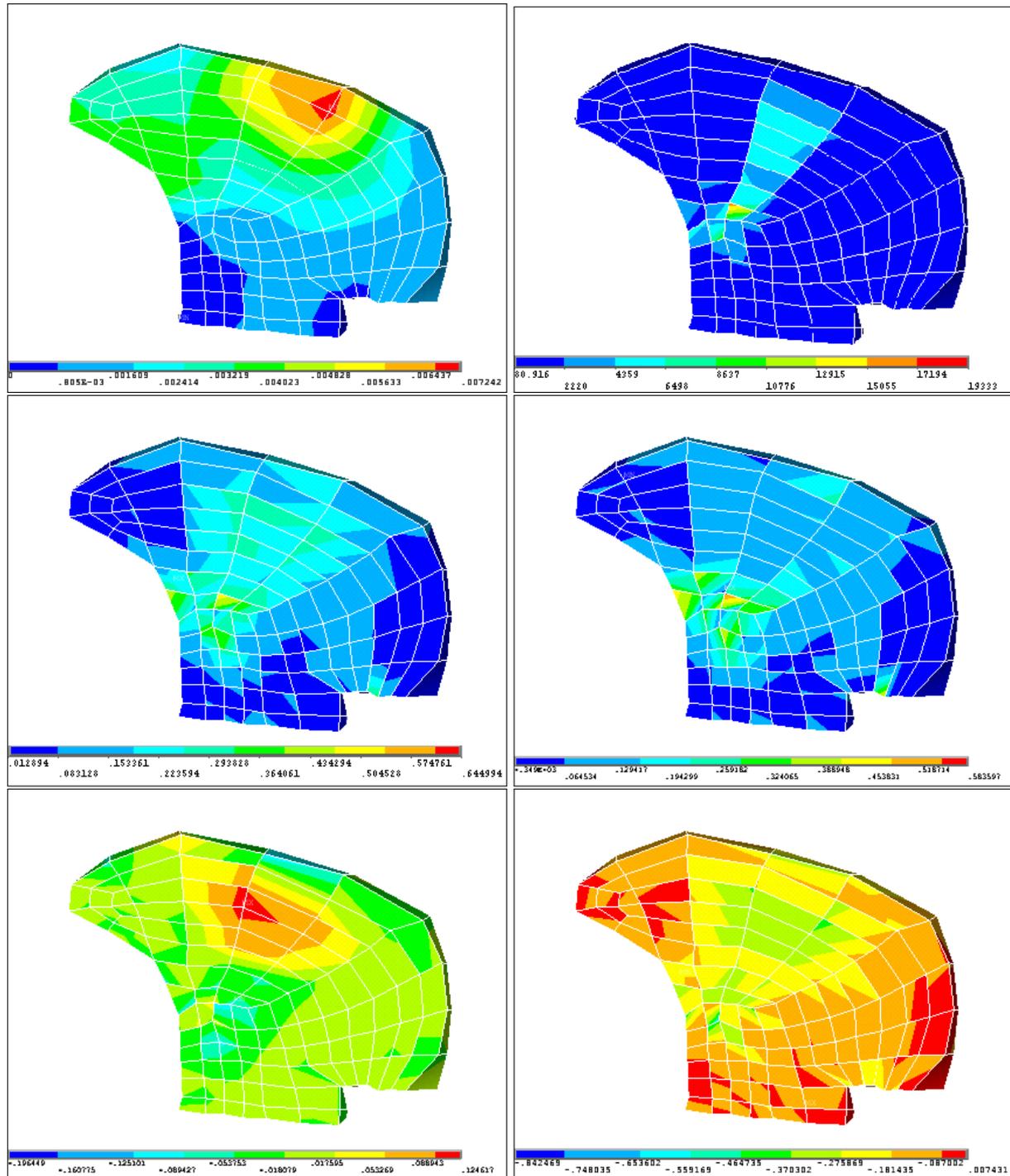


FIG. B.4 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le génio-glosse médium dans le plan médiosagittal. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

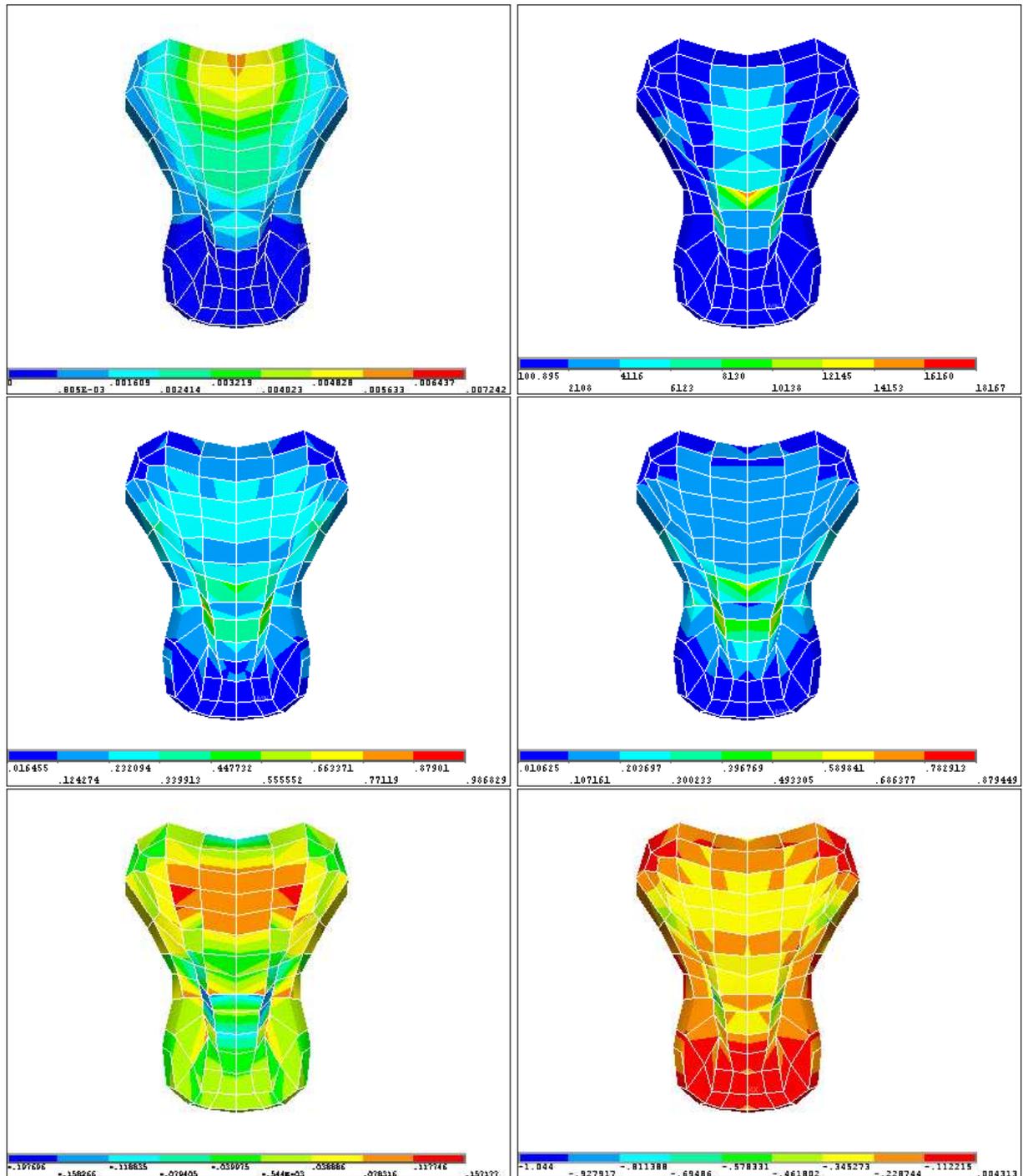


FIG. B.5 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le génio-glosse médium dans un plan “coronal”. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

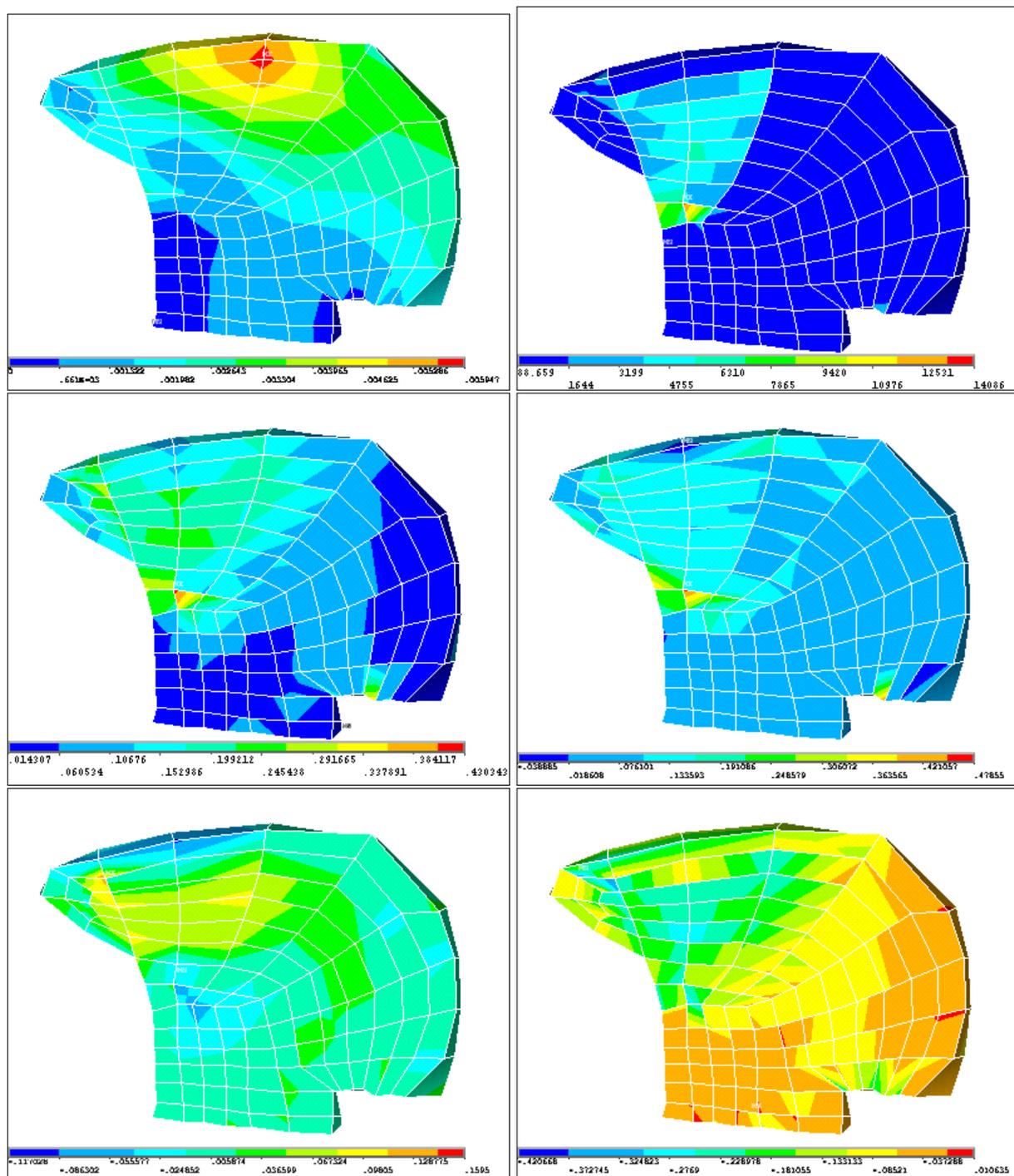


FIG. B.6 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le génio-glosse antérieur dans le plan médiosagittal. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

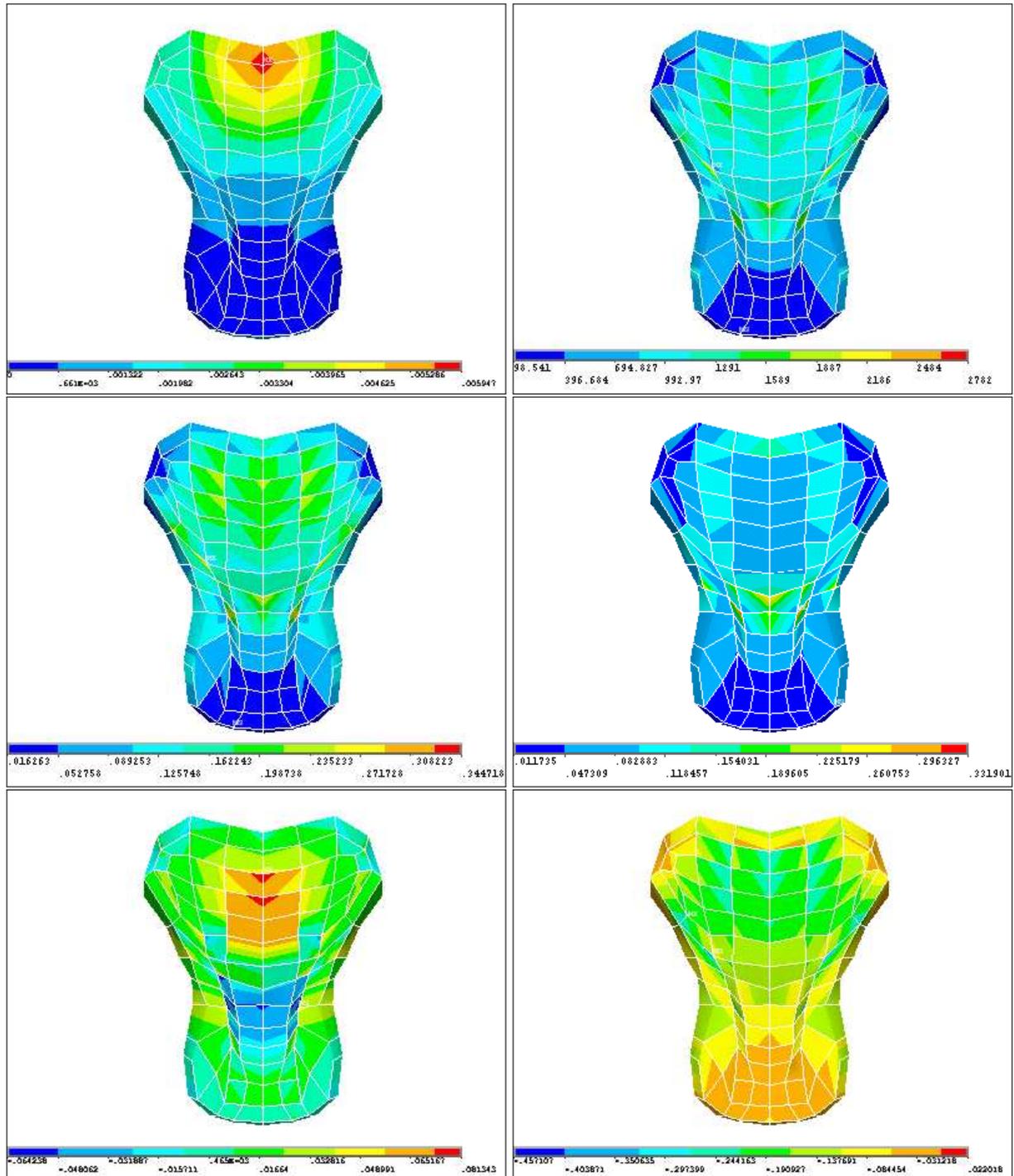


FIG. B.7 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le génio-glosse antérieur dans un plan “coronal”. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

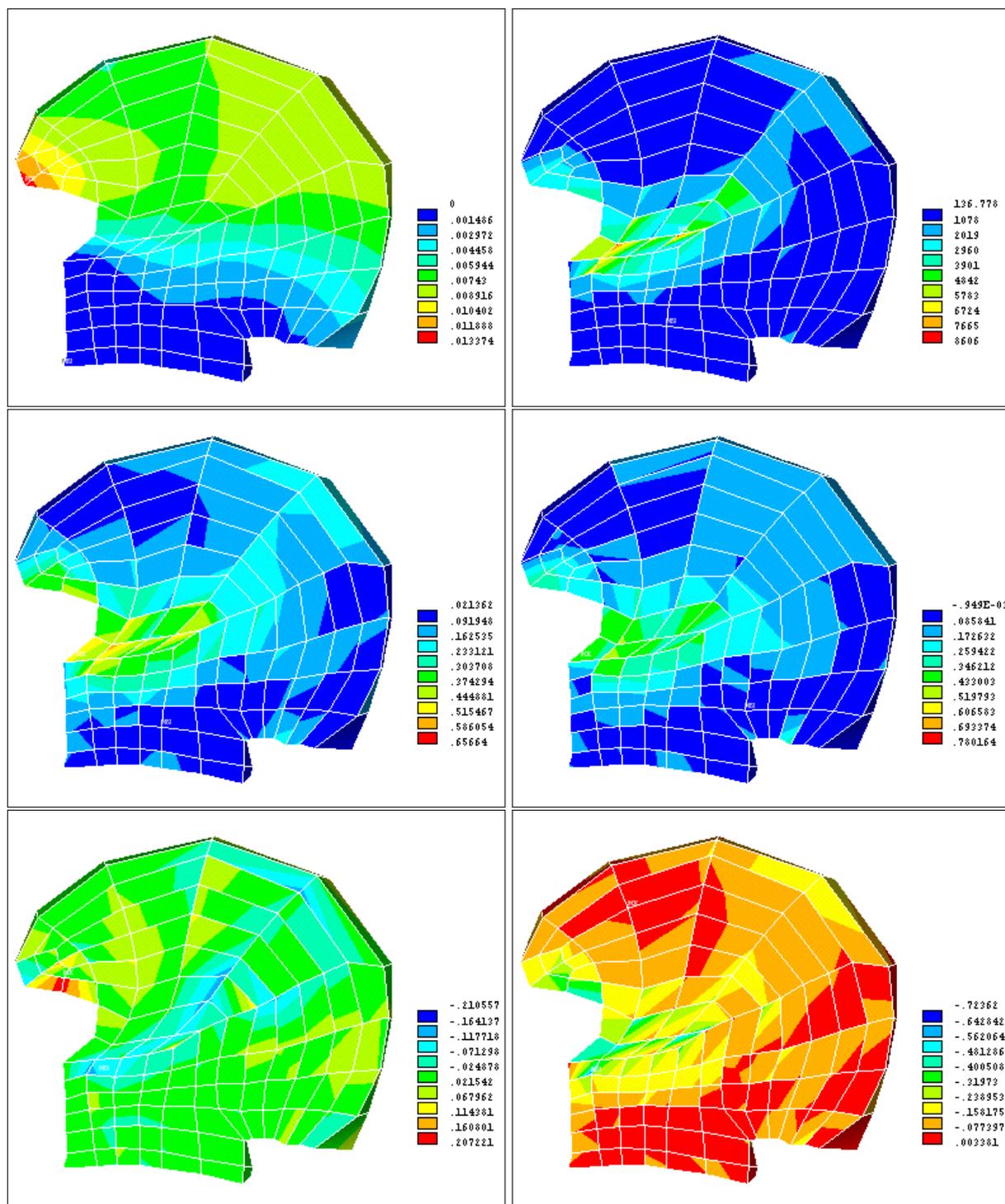


FIG. B.8 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le stylo-glosse dans le plan médiosagittal. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

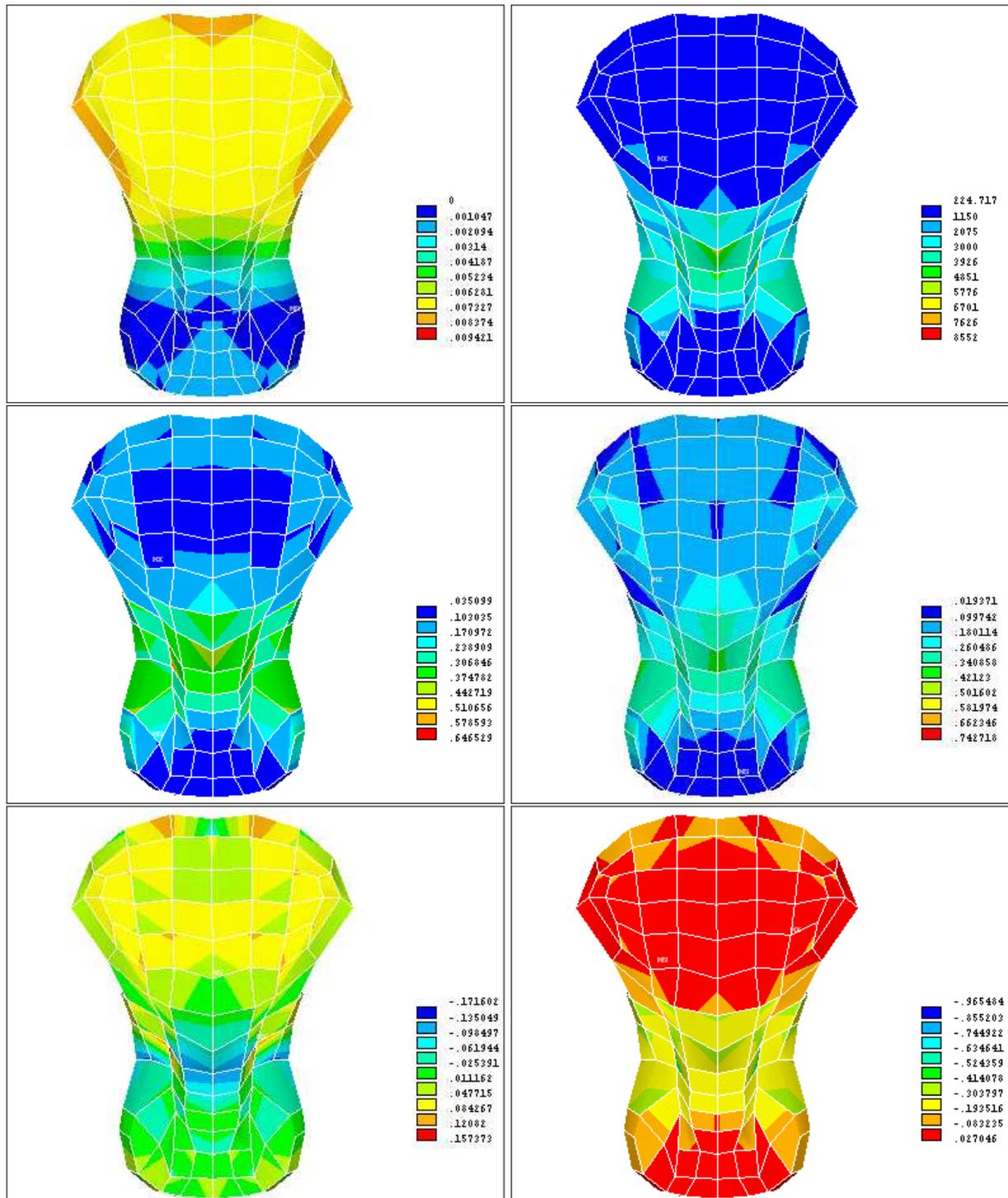


FIG. B.9 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le stylo-glosse dans un plan “coronal”. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

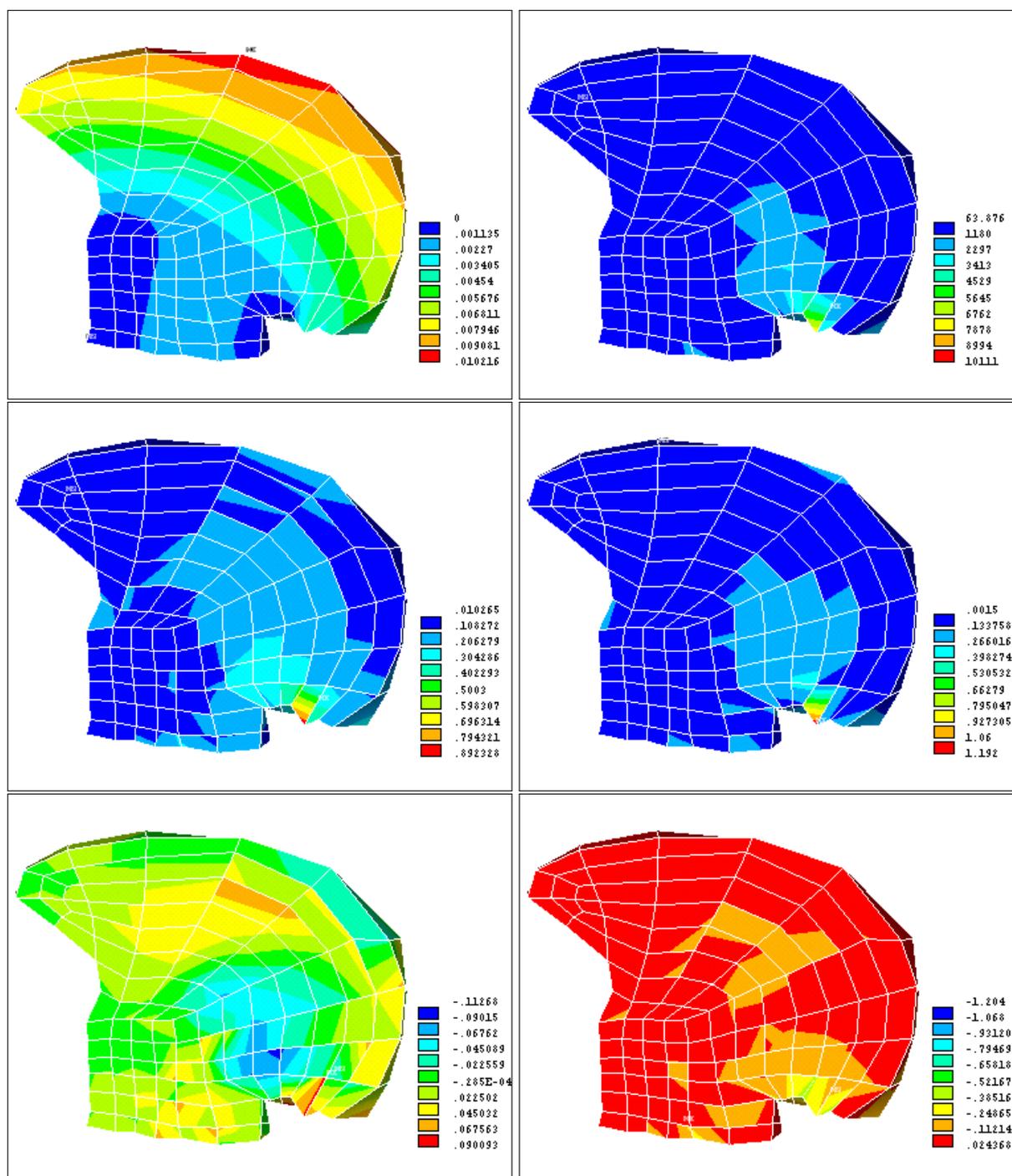


FIG. B.10 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le hyo-glosse dans le plan médiosagittal. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

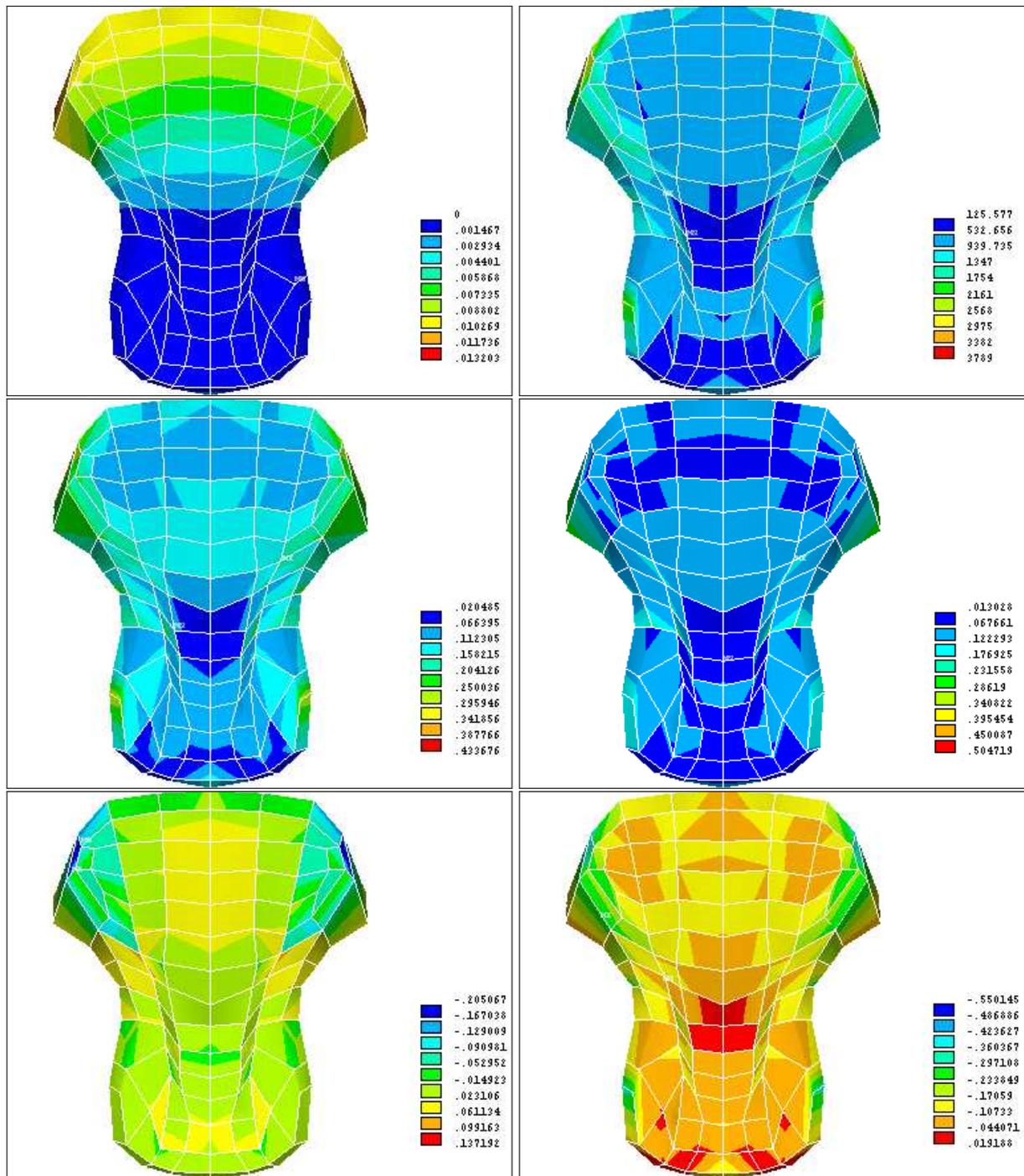


FIG. B.11 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le hyo-glosse dans un plan “coronal”. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

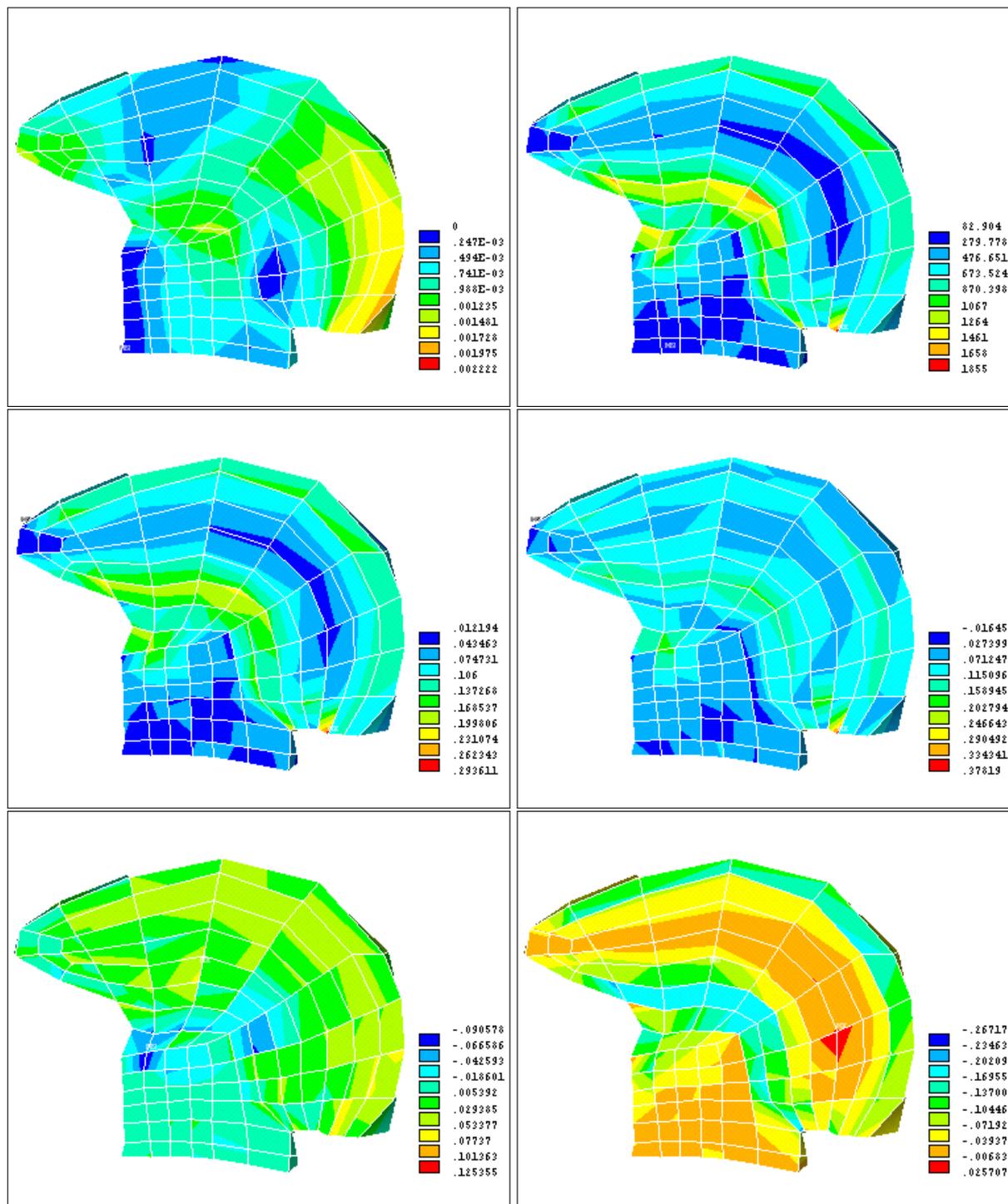


FIG. B.12 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le verticalis dans le plan médiosagittal. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

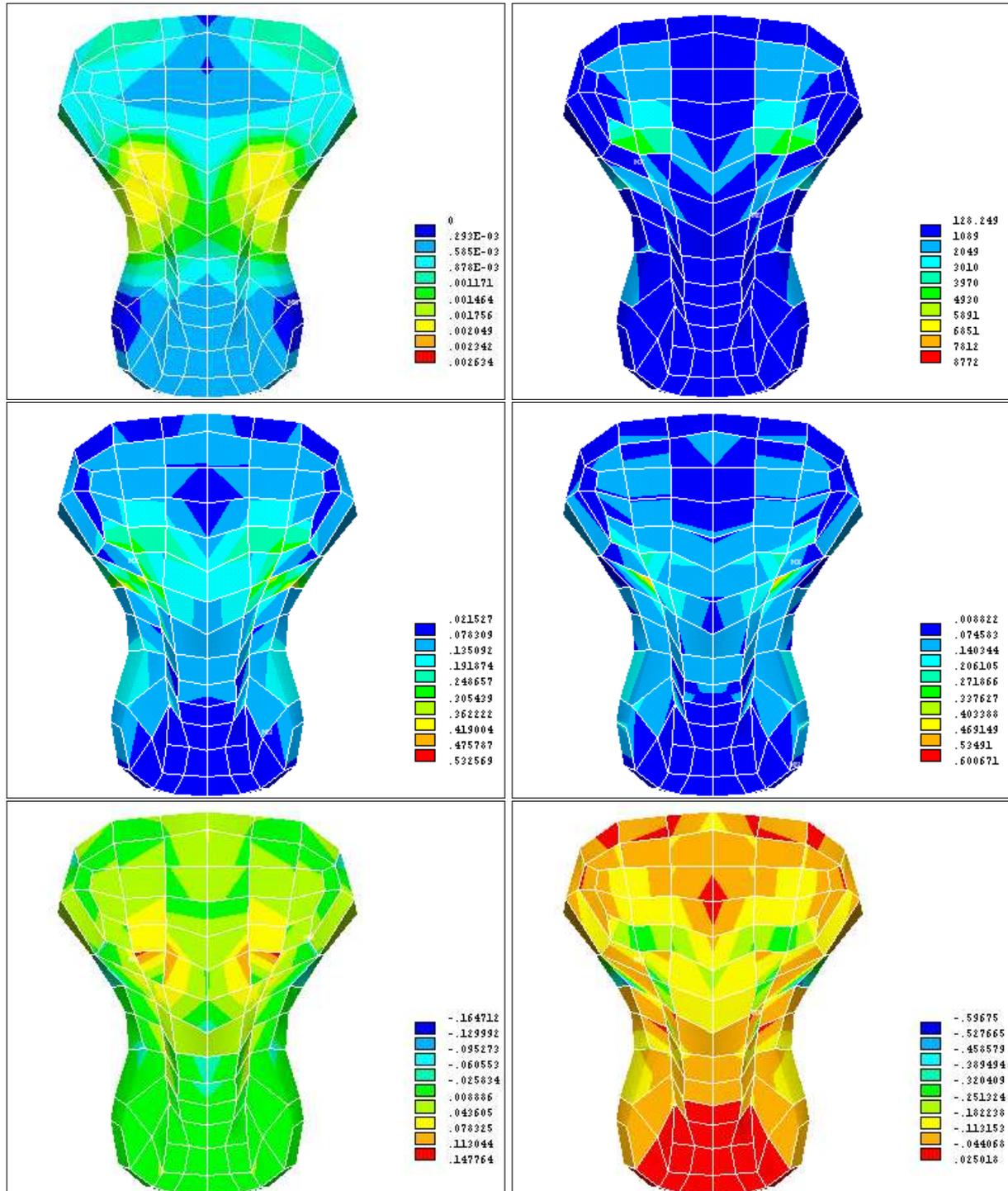


FIG. B.13 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le verticalis dans un plan “coronal”. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

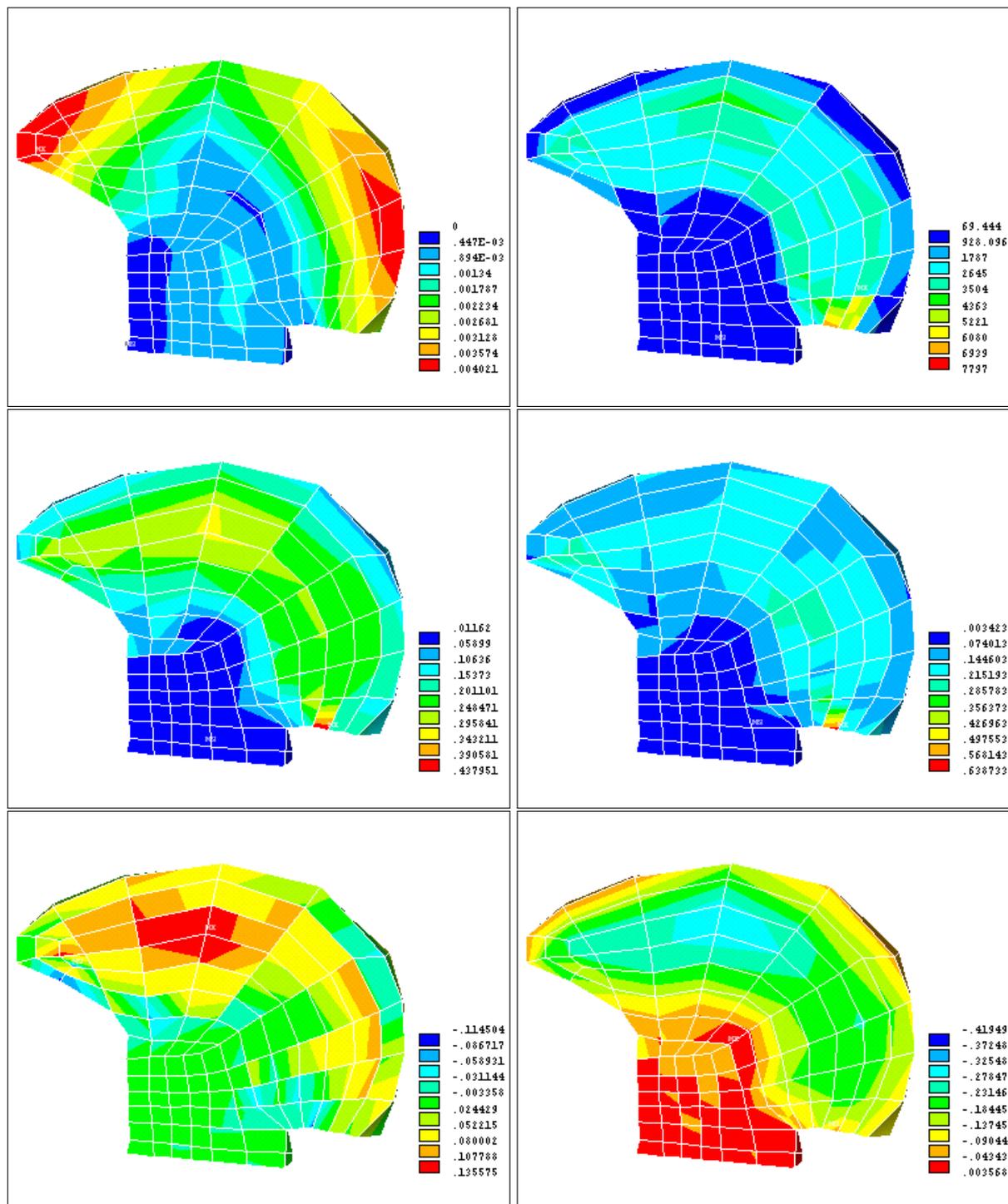


FIG. B.14 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le transversalis dans le plan médiosagittal. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

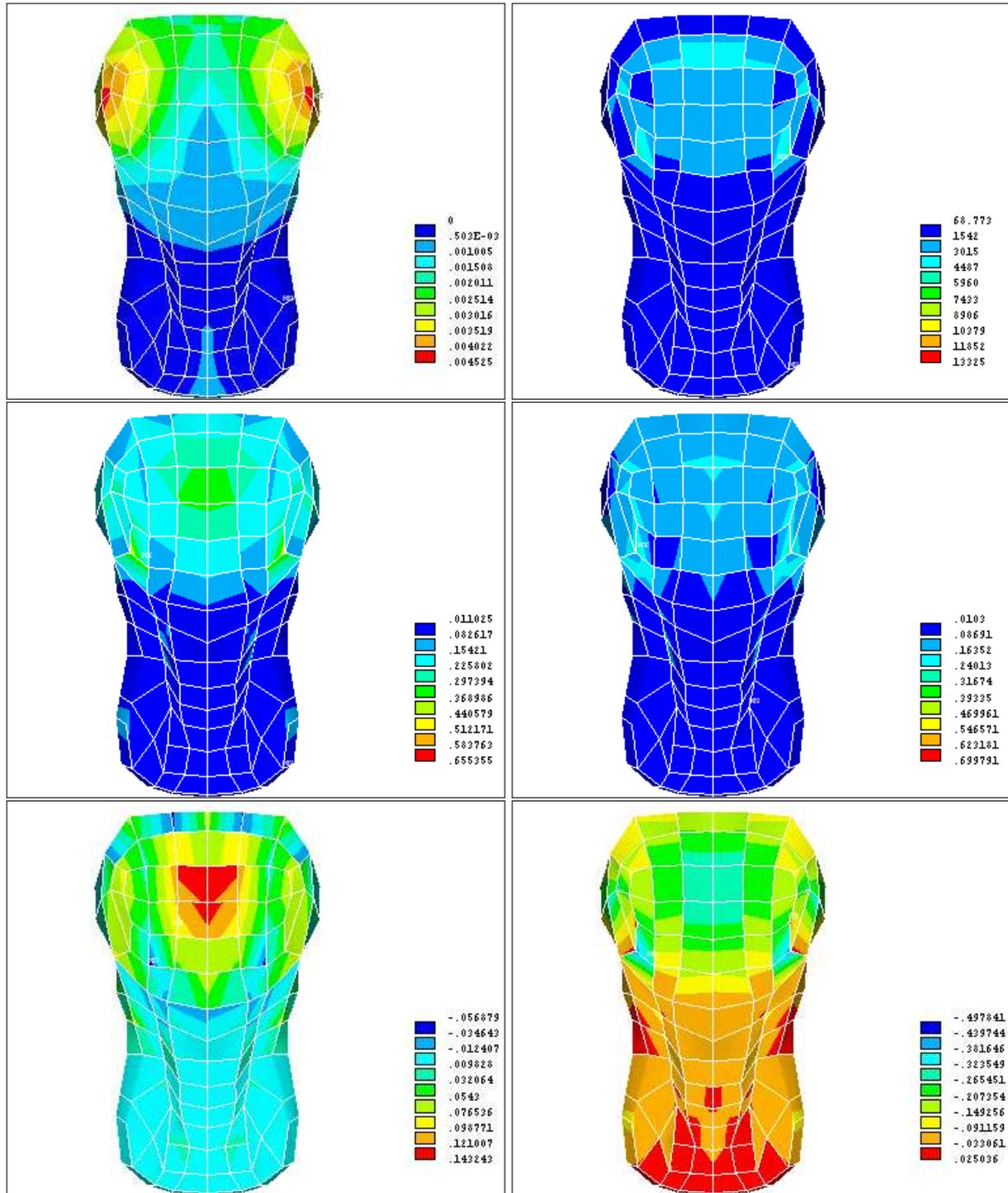


FIG. B.15 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le transversalis dans un plan “coronal”. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

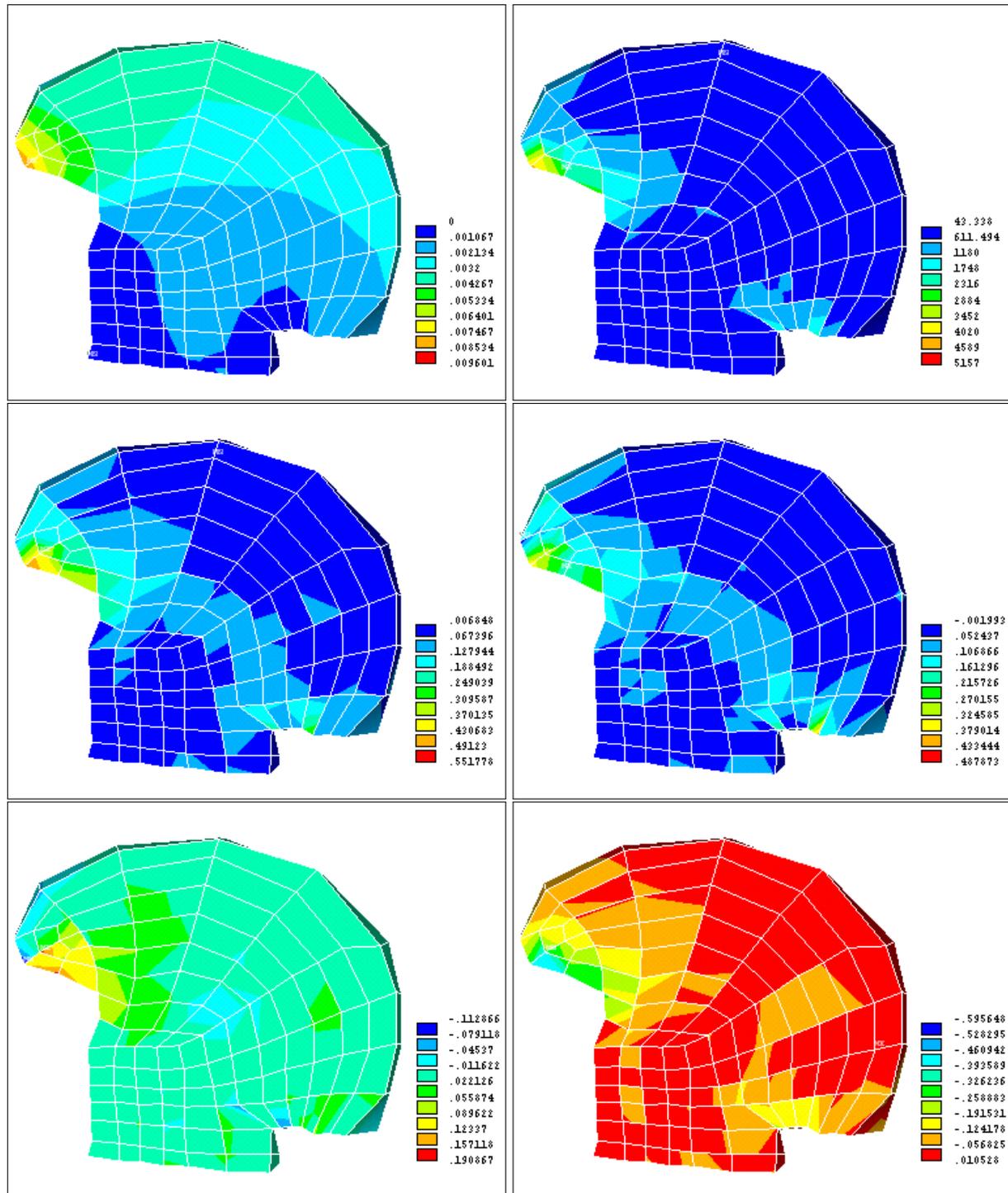


FIG. B.16 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le lingual inférieur dans le plan médiosagittal. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

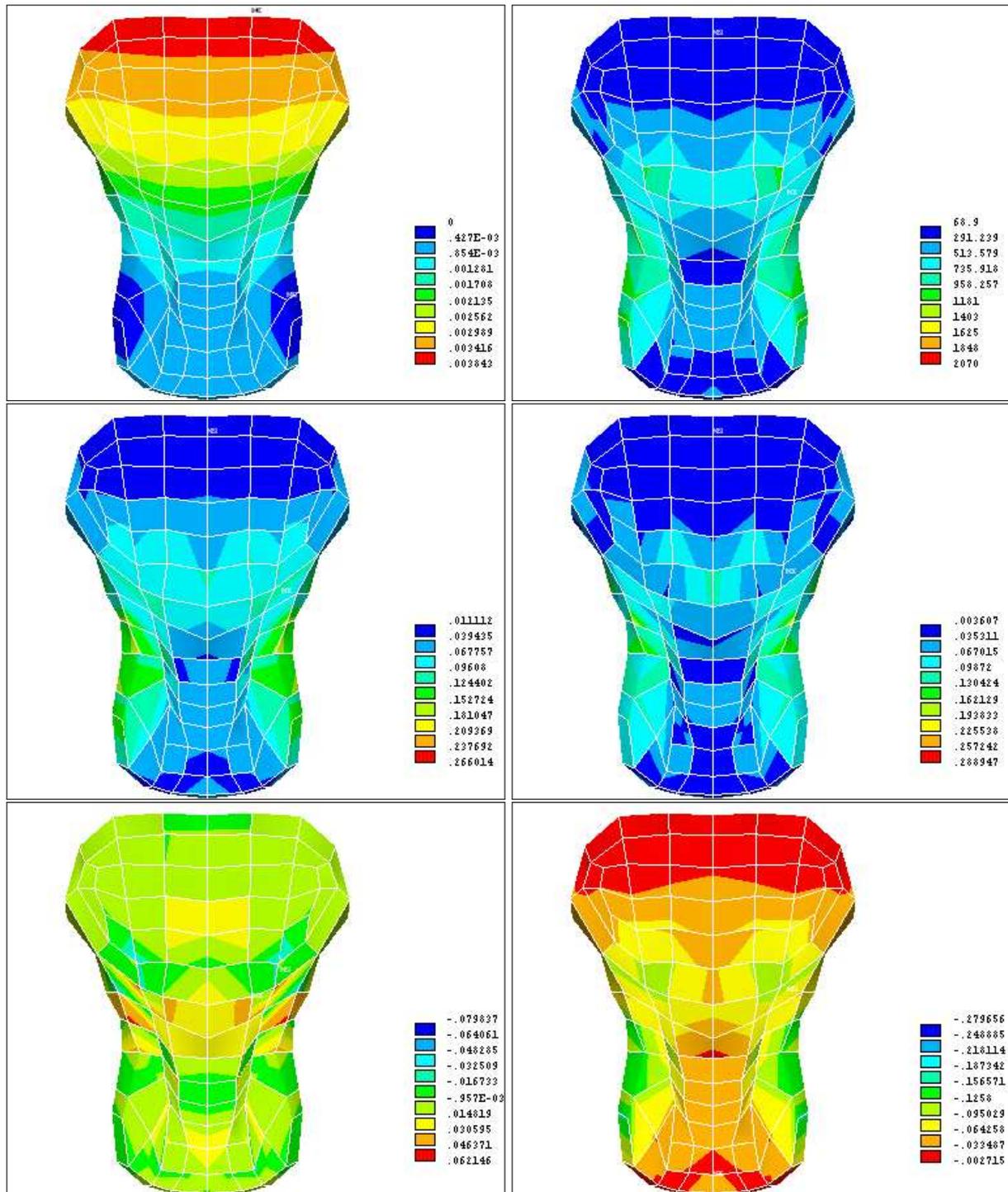


FIG. B.17 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le lingual inférieur dans un plan “coronal”. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

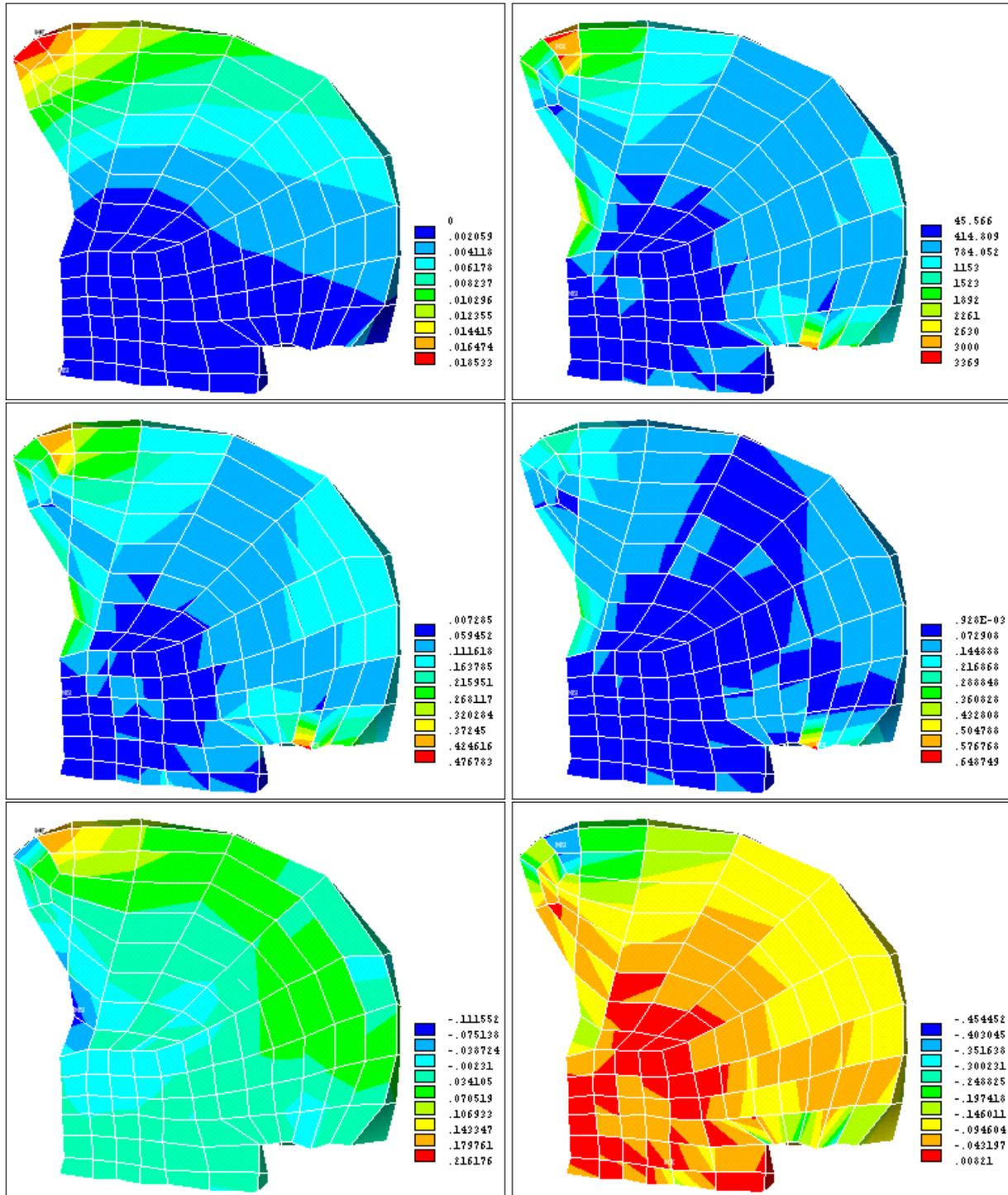


FIG. B.18 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le lingual supérieur dans le plan médiosagittal. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

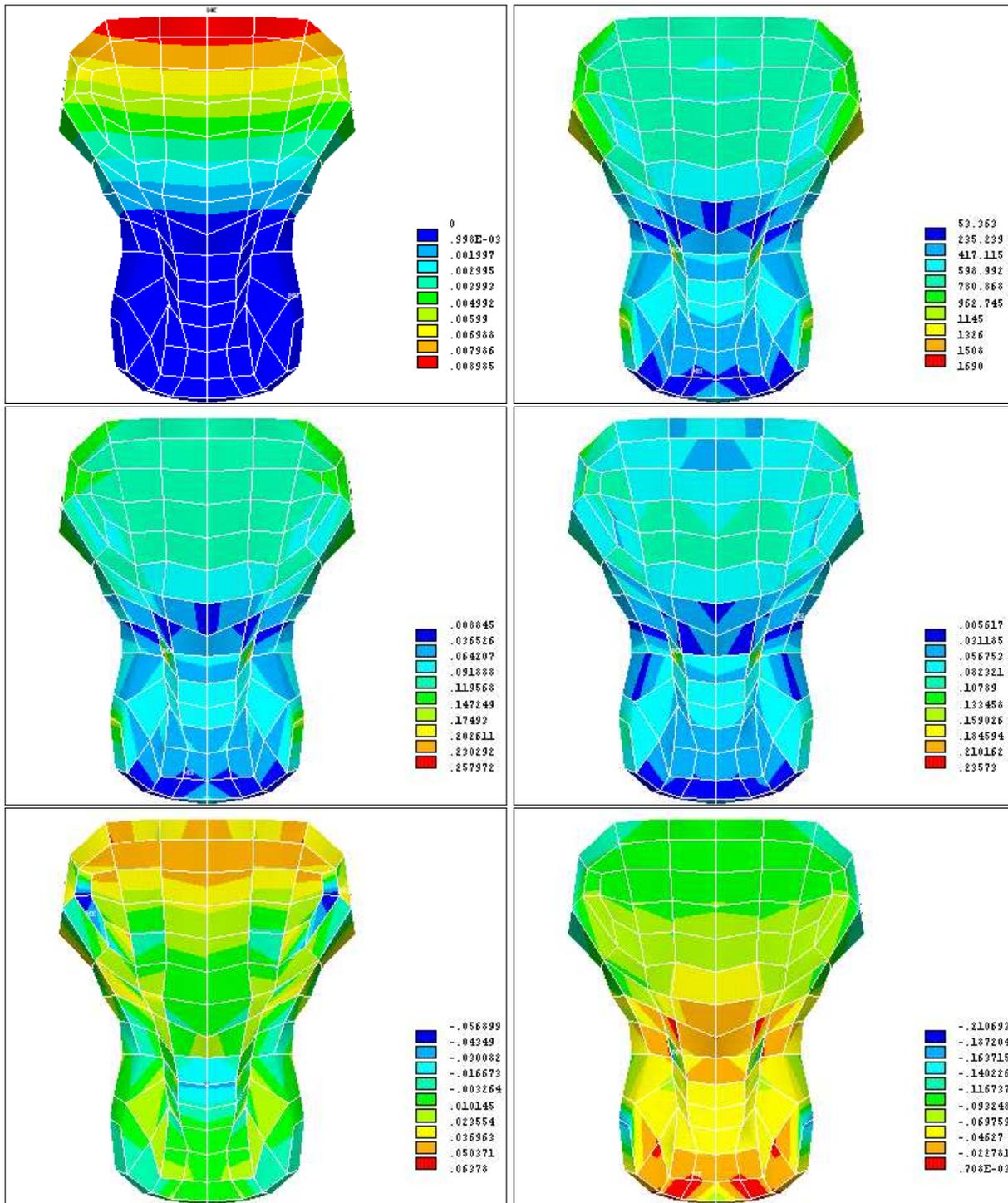


FIG. B.19 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le lingual supérieur dans un plan “coronal”. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

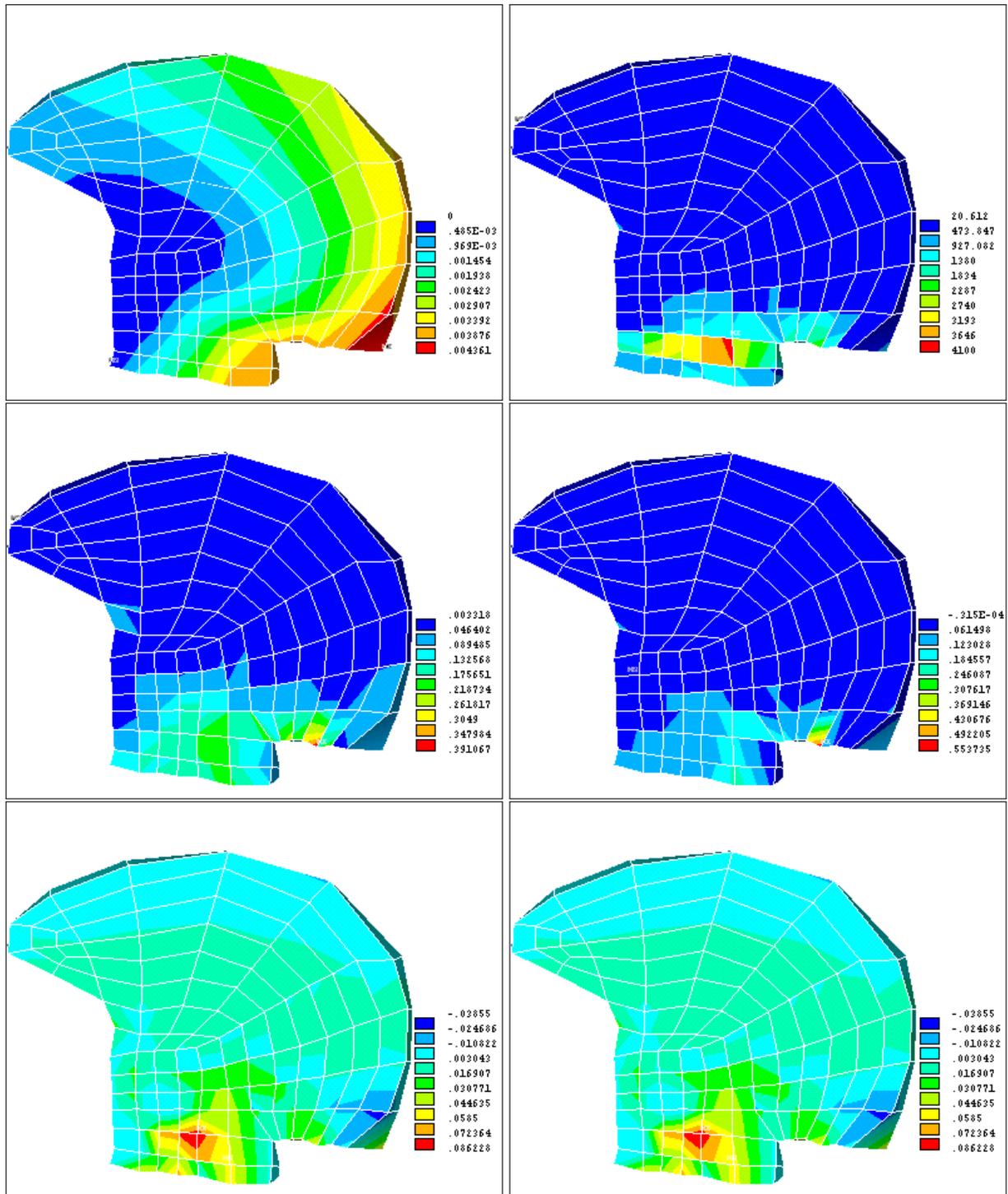


FIG. B.20 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le génio-hyoïdien dans le plan médiosagittal. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

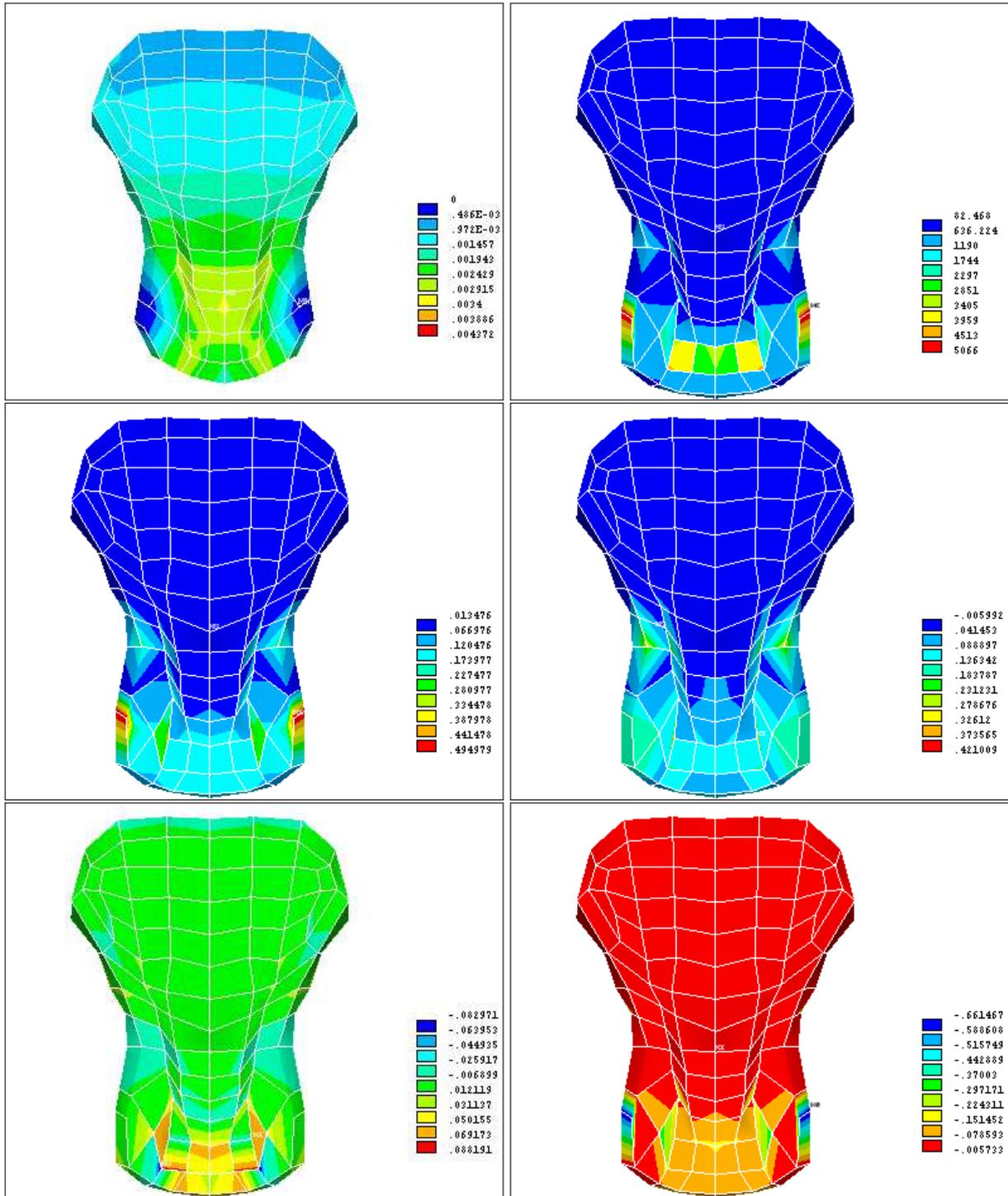


FIG. B.21 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le génio-hyoïdien dans un plan “coronal”. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

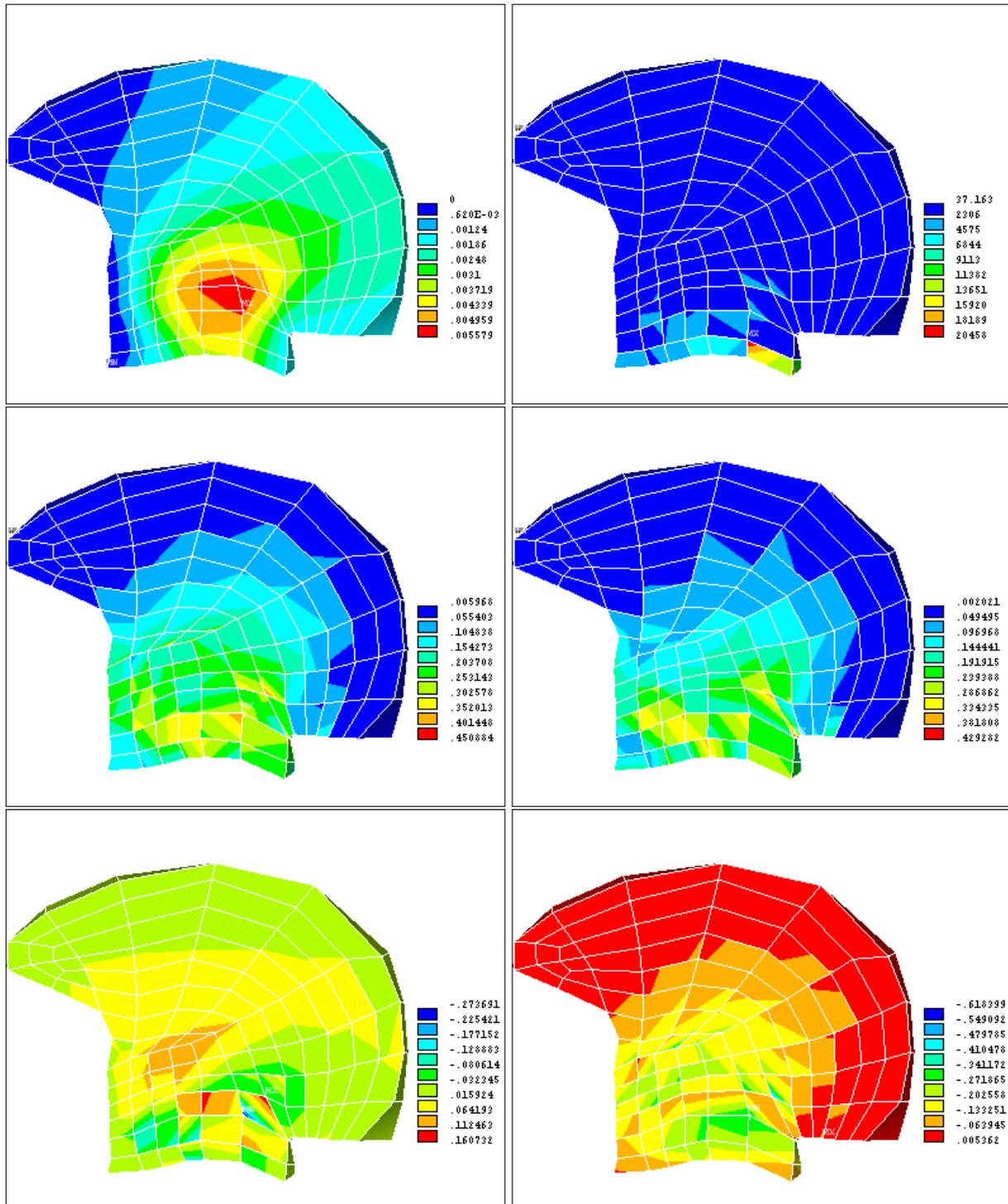


FIG. B.22 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le mylo-hyoïdien dans le plan médiosagittal. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

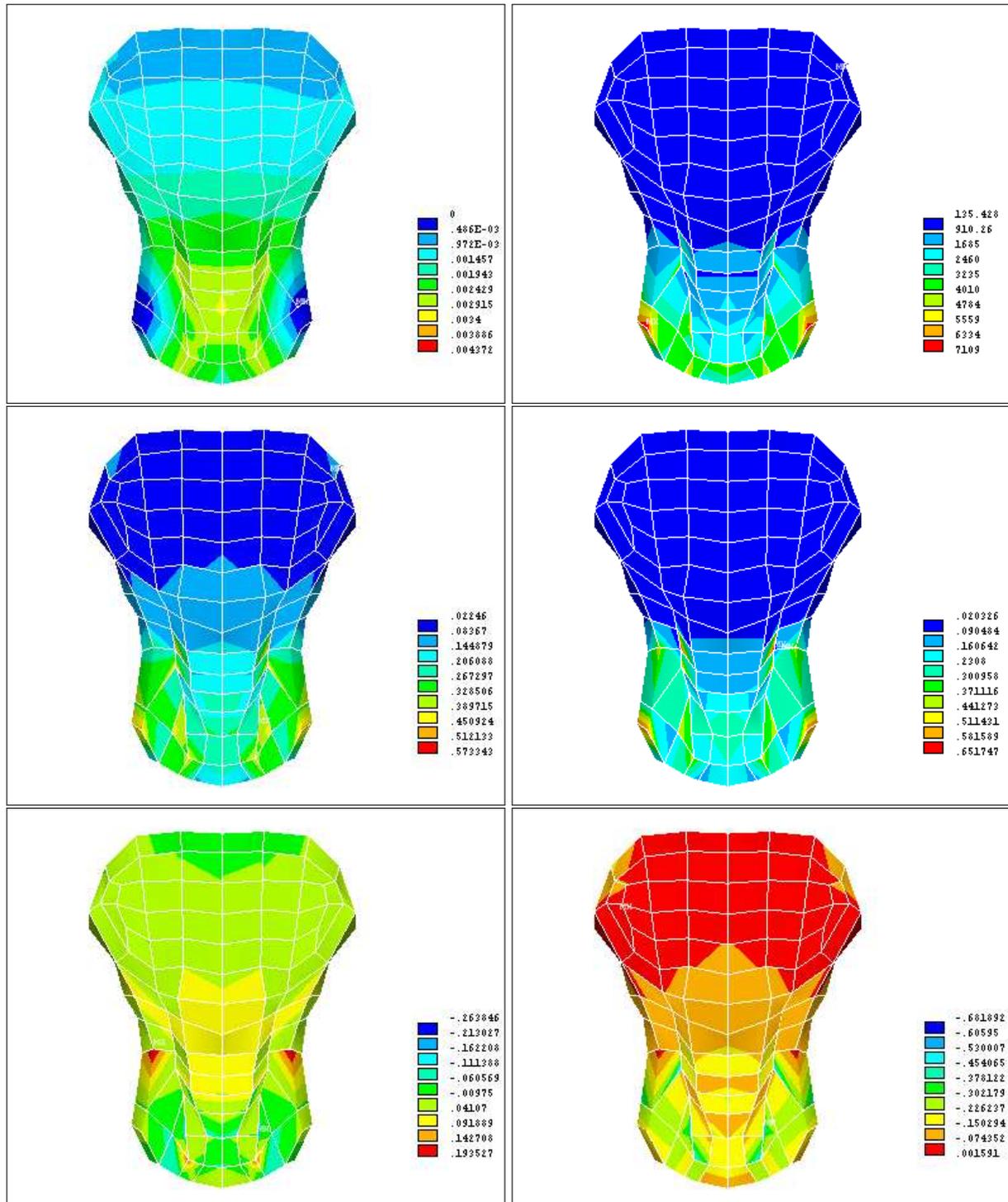


FIG. B.23 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour le mylo-hyoidien dans un plan “coronal”. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

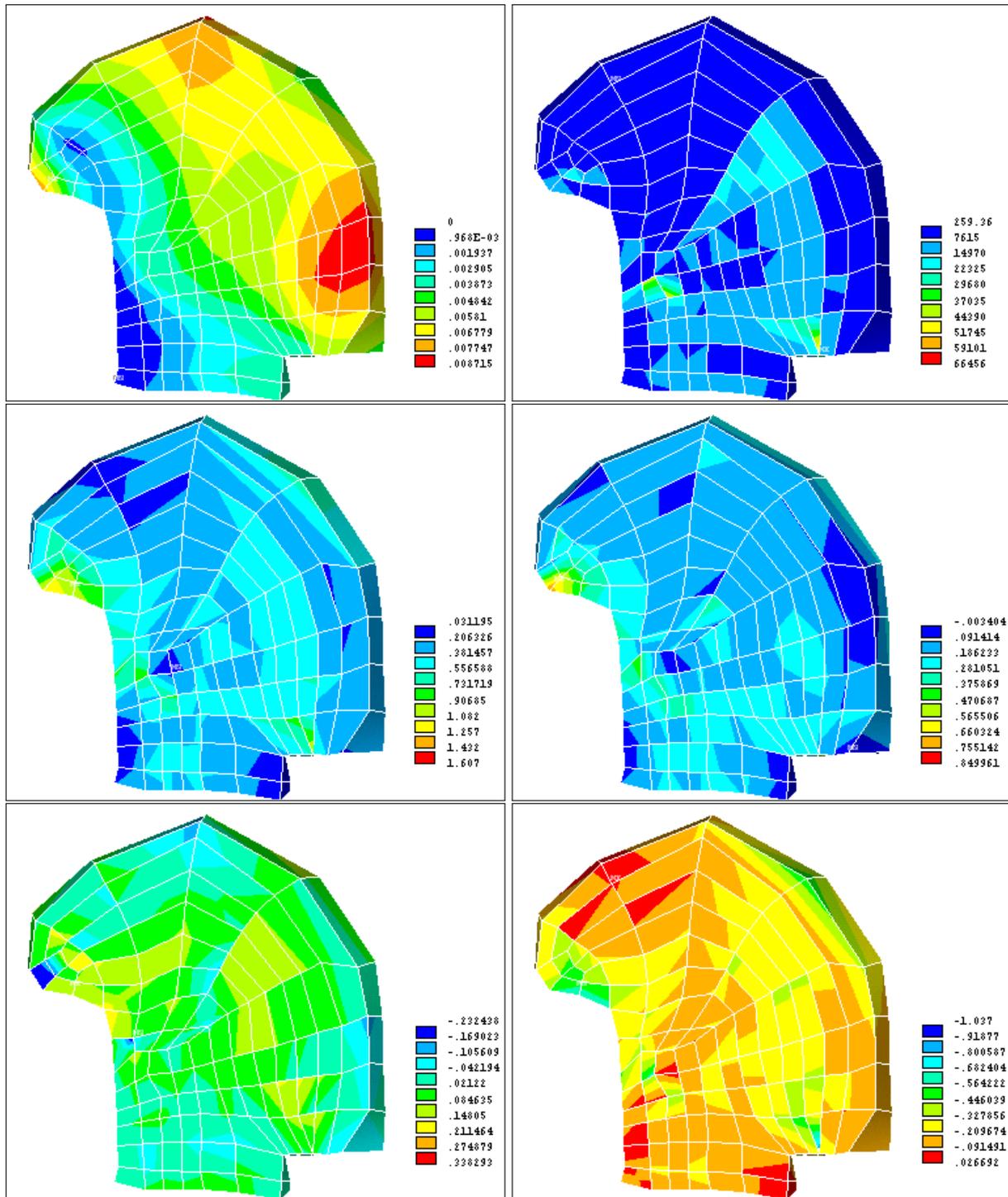


FIG. B.24 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour la voyelle /i/ dans le plan médiosagittal. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

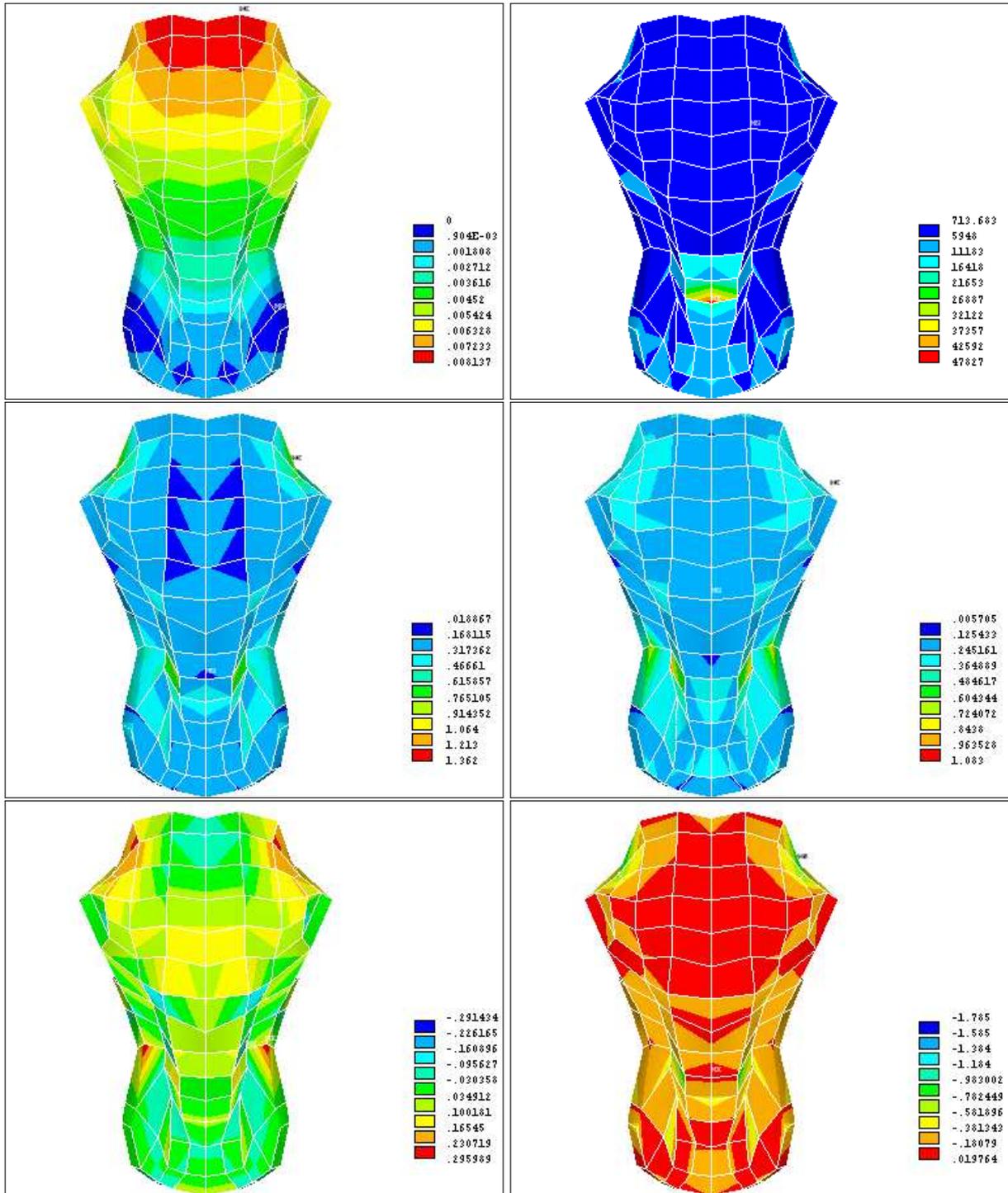


FIG. B.25 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour la voyelle /i/ dans un plan “coronal”. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

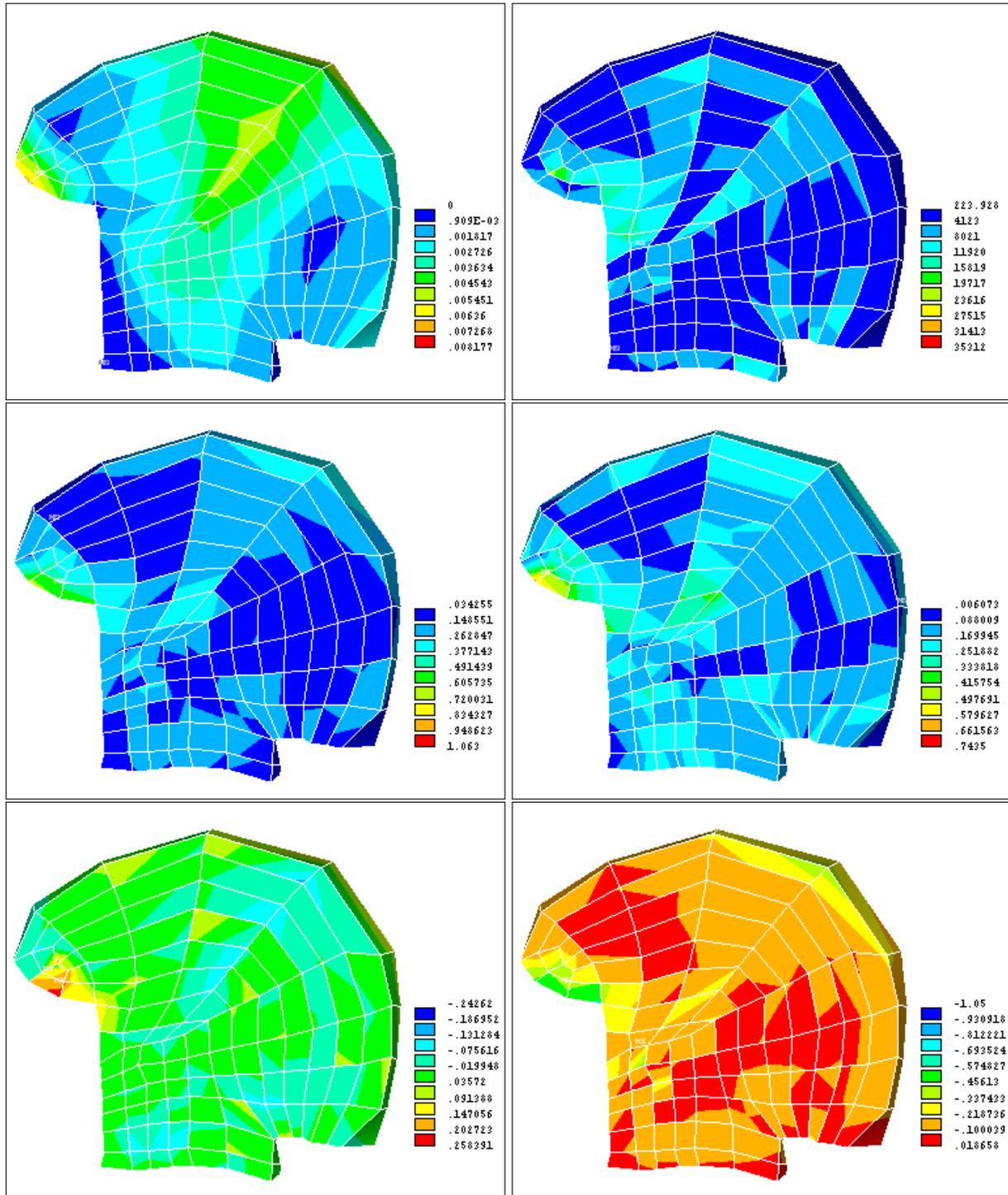


FIG. B.26 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour la voyelle /u/ dans le plan médiosagittal. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

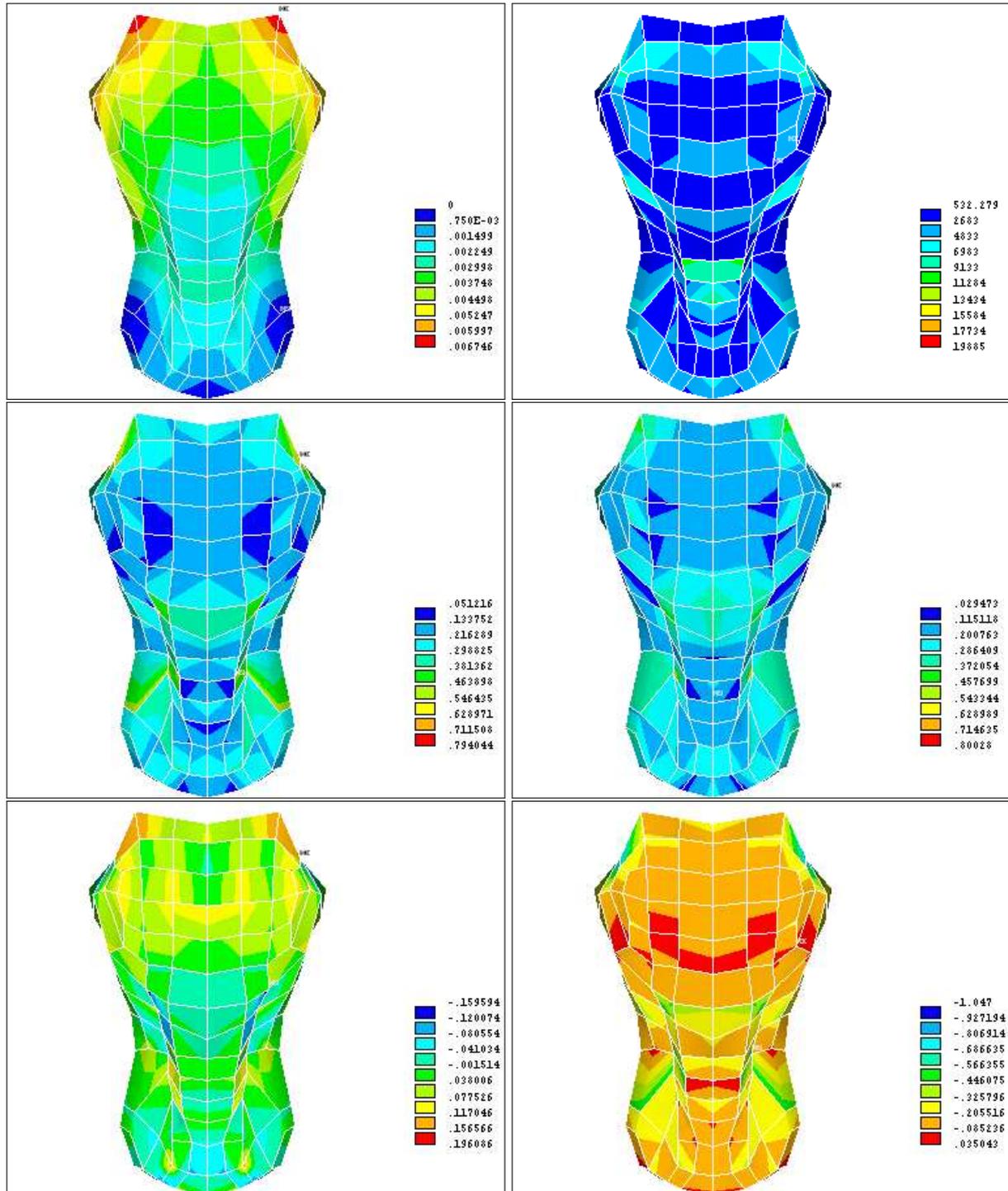


FIG. B.27 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour la voyelle /u/ dans un plan “coronal”. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

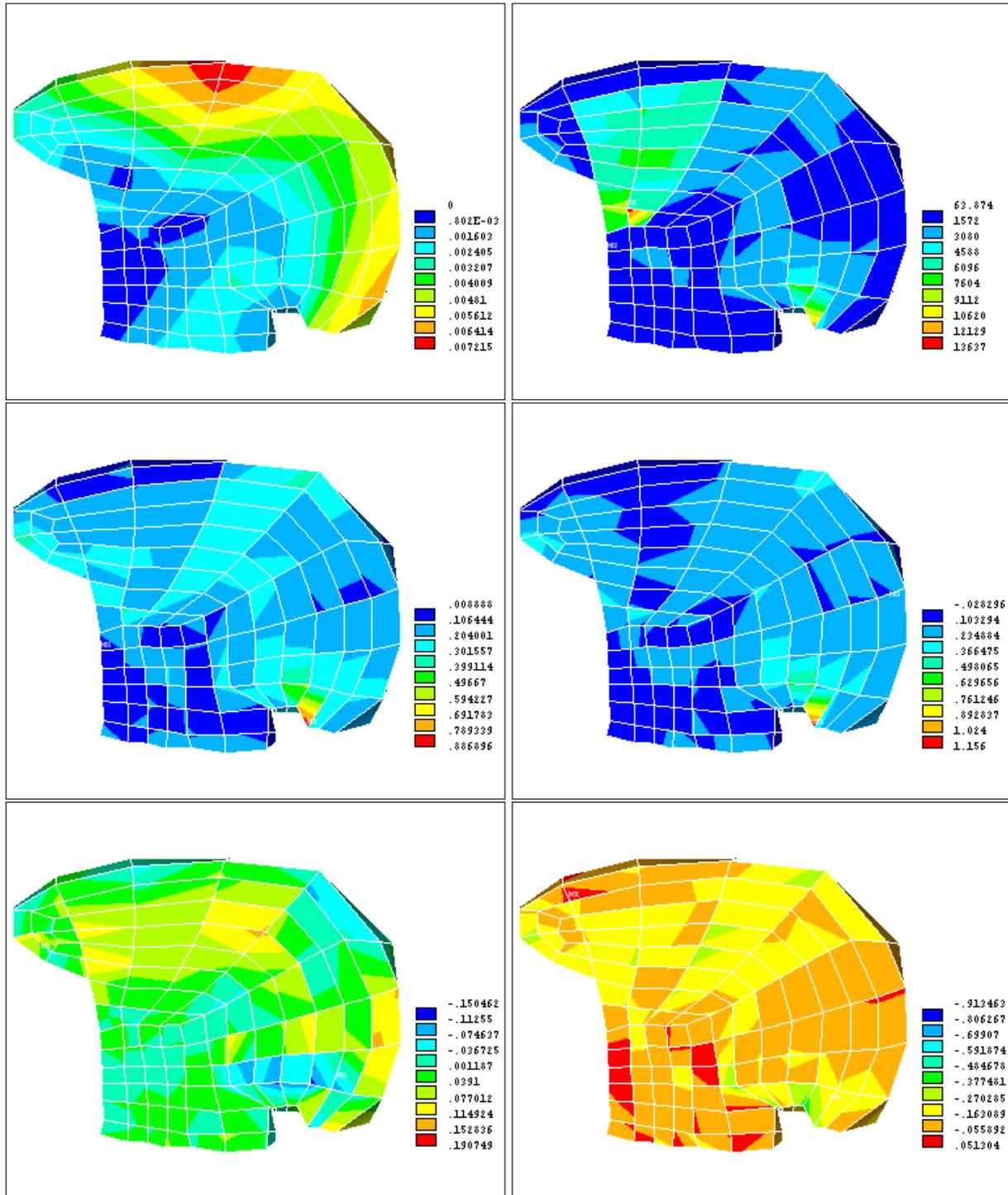


FIG. B.28 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour la voyelle /a/ dans le plan médiosagittal. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

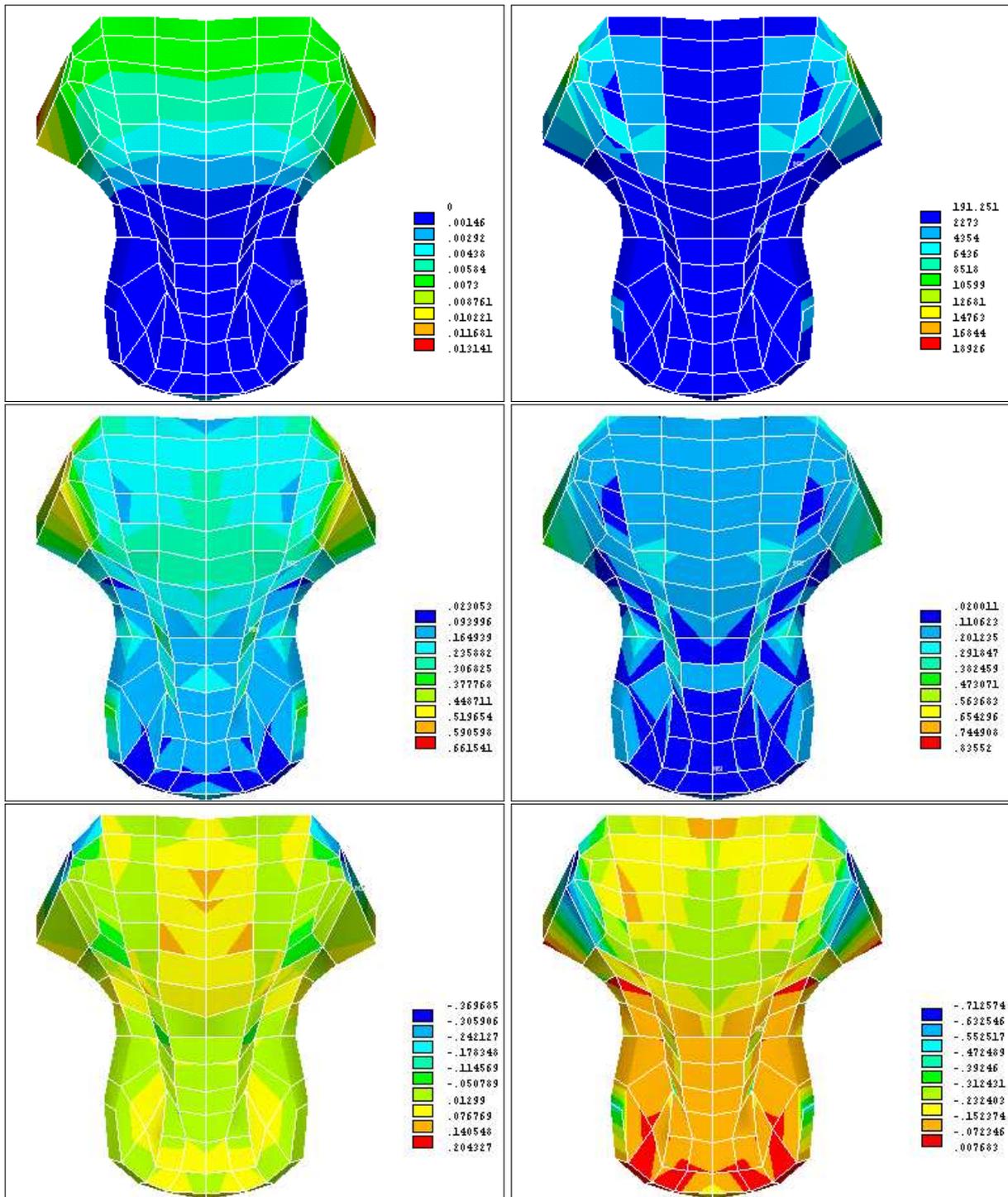


FIG. B.29 – Cartes des déplacements, des contraintes et des déformations pour la voyelle /a/ dans un plan “coronal”. En haut : à gauche, carte des déplacements (mètres), à droite, carte des contraintes de von Mises (Pa). Au milieu : à gauche, carte des déformations de von Mises (adimensionnelles), à droite, carte des premières déformations principales. En bas : à gauche, carte des secondes déformations principales, à droite, carte des troisièmes déformations principales.

Sensibilité des formants aux variations locales de la fonction d'aire pour les voyelles orales du français

Afin d'étudier l'impact sur la valeur des formants d'une faible variation locale de la fonction d'aire, et ainsi de déterminer les affiliations formants / cavités, nous avons suivi la démarche proposée par Apostol (2001).

Chaque fonction d'aire est composée de n sections de longueurs différentes. Nous avons fait varier l'aire de chaque section indépendamment des autres en l'augmentant de 10%, puis synthétisé les n signaux acoustiques correspondants en suivant la démarche décrite Chapitre 5. Nous avons alors comparé les nouveaux formants obtenus par rapport aux valeurs originales. Les Figures C.1 à C.10 présentent l'ensemble des résultats obtenus pour les voyelles du français, des voyelles antérieures aux voyelles postérieures.

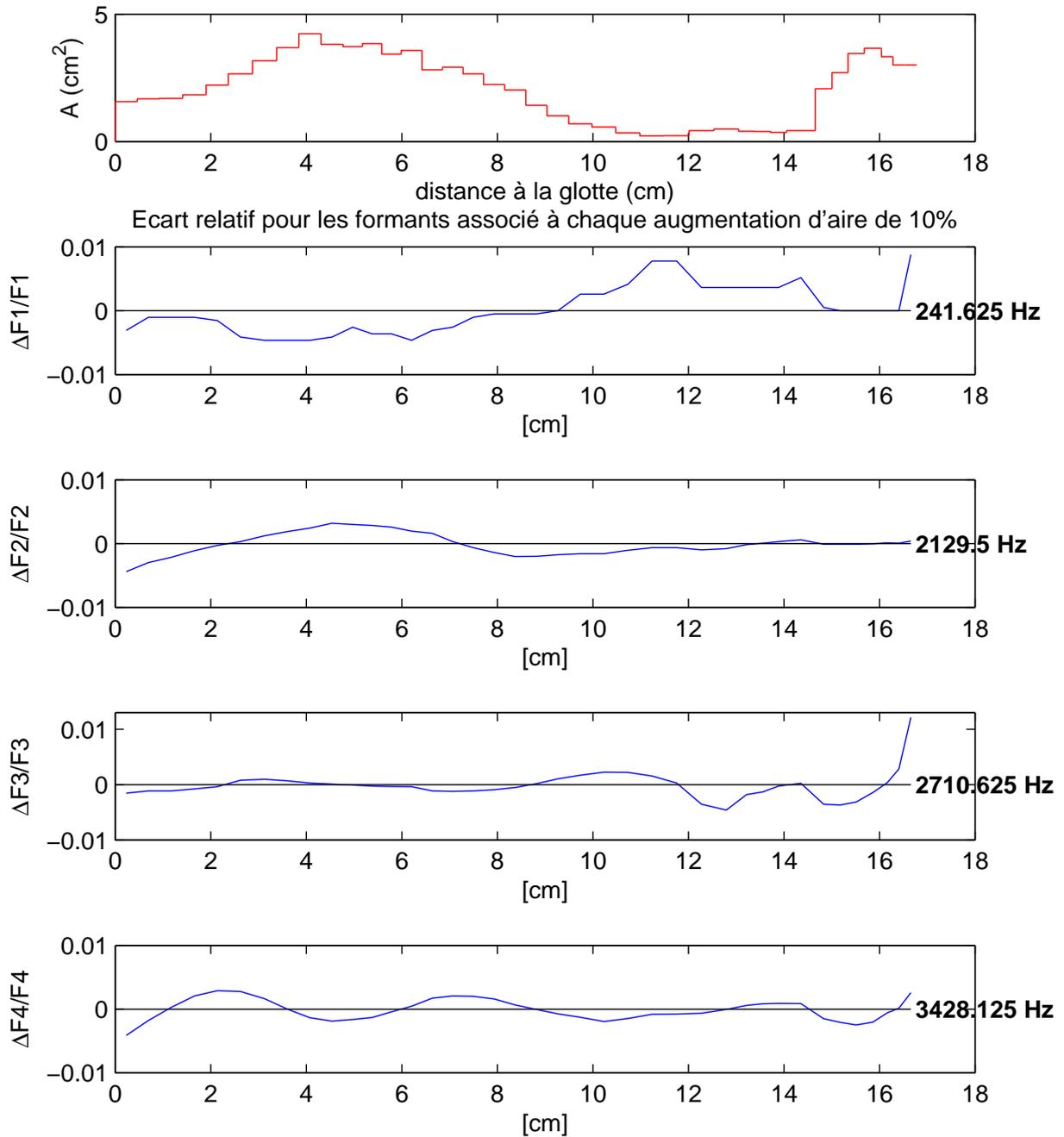


FIG. C.1 – Voyelle /i/ : fonctions d'aire et de sensibilité pour les quatre premiers formants.

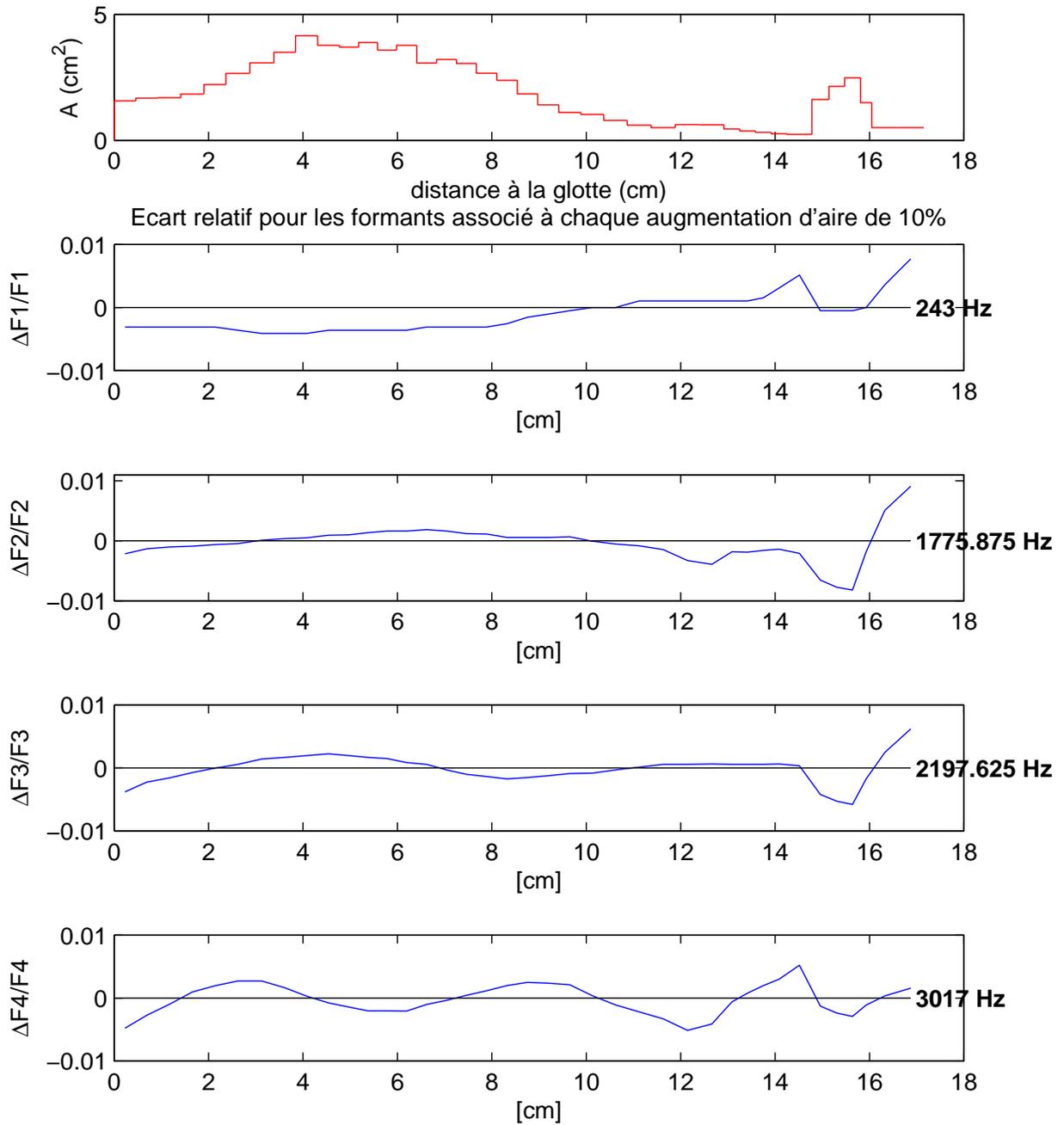


FIG. C.2 – Voyelle /y/ : fonctions d'aire et de sensibilité pour les quatre premiers formants.

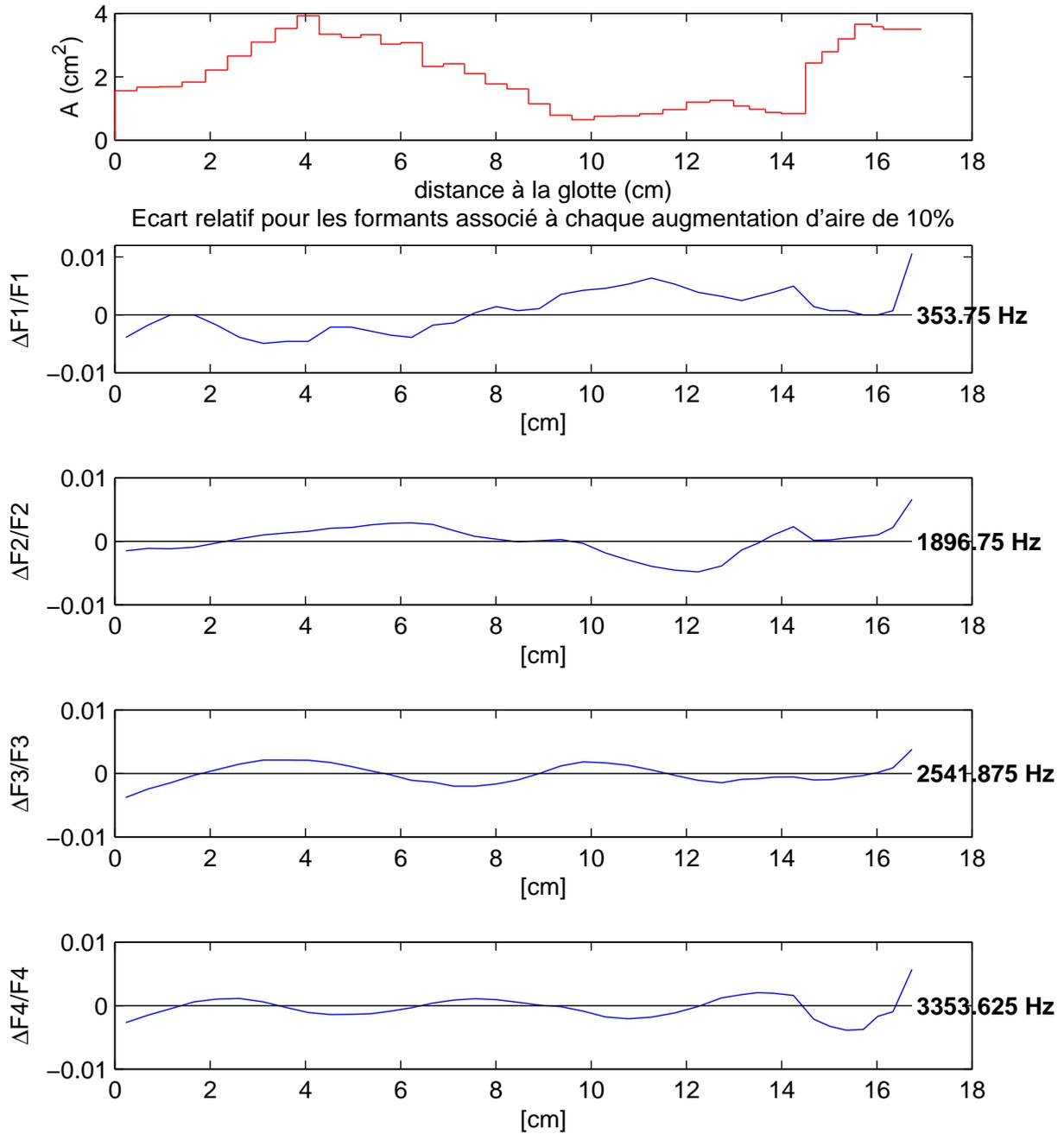


FIG. C.3 – Voyelle /e/ : fonctions d'aire et de sensibilité pour les quatre premiers formants.

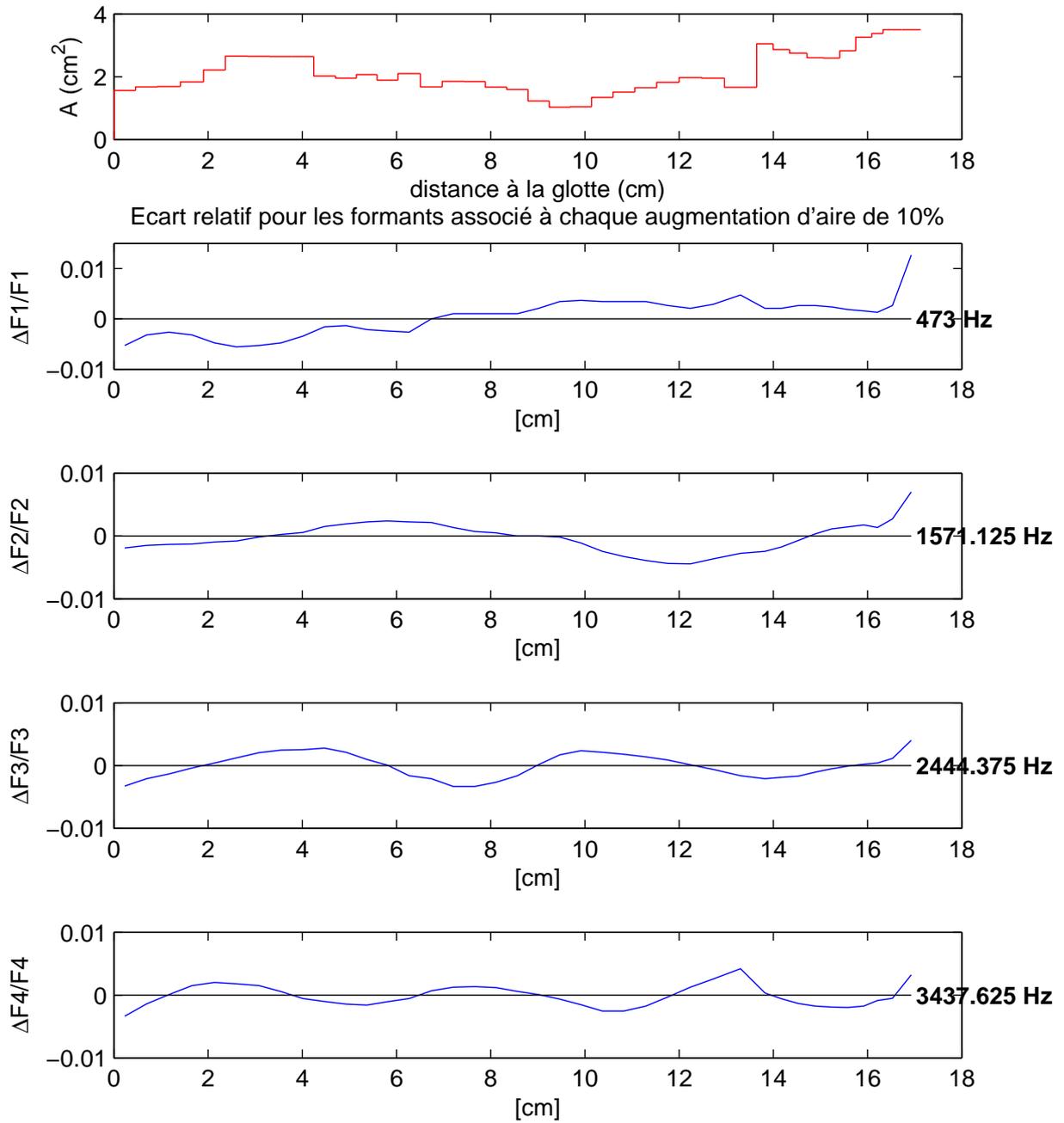


FIG. C.4 – Voyelle / ϵ / : fonctions d'aire et de sensibilité pour les quatre premiers formants.

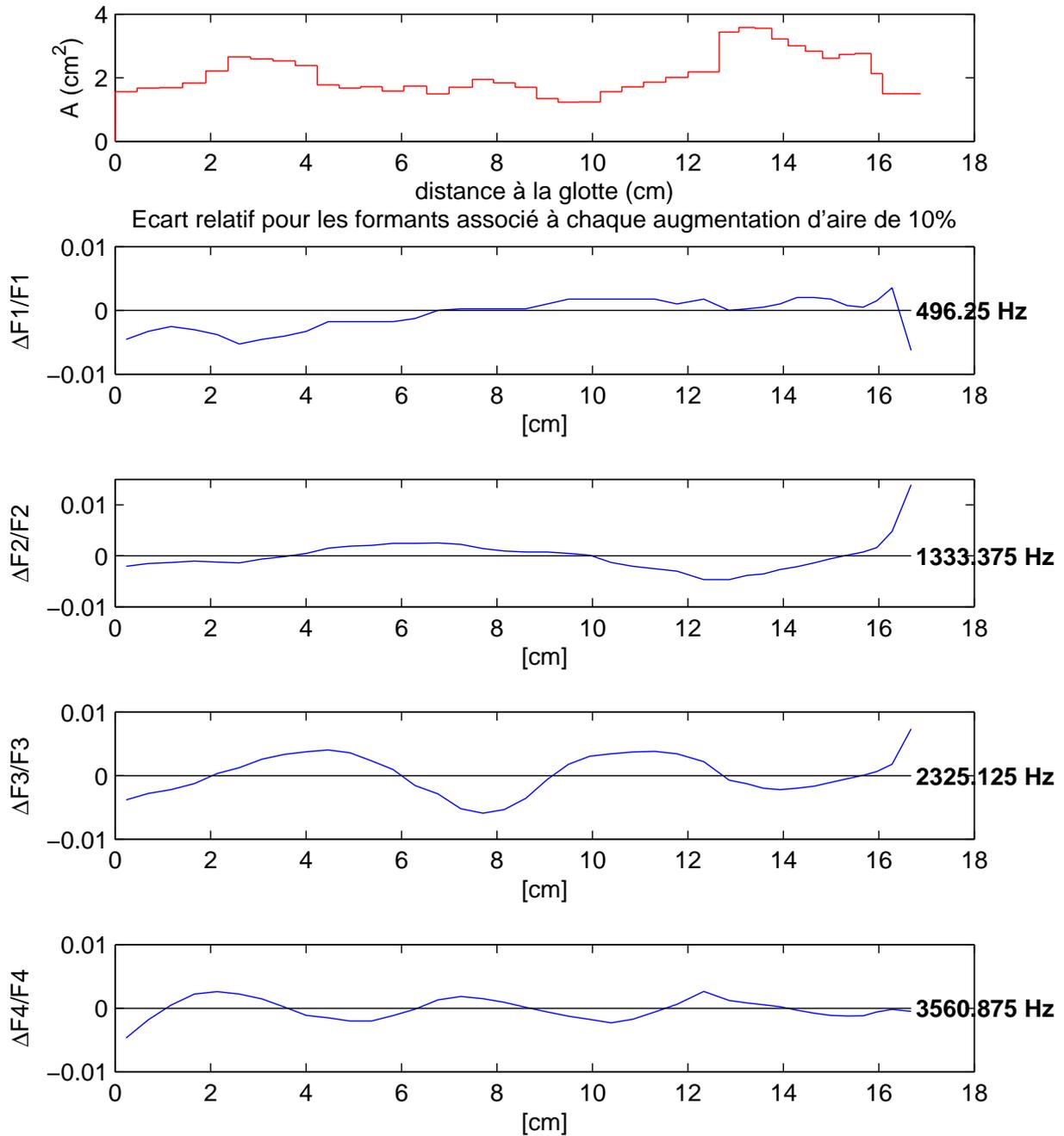


FIG. C.5 – Voyelle /ə/ : fonctions d'aire et de sensibilité pour les quatre premiers formants.

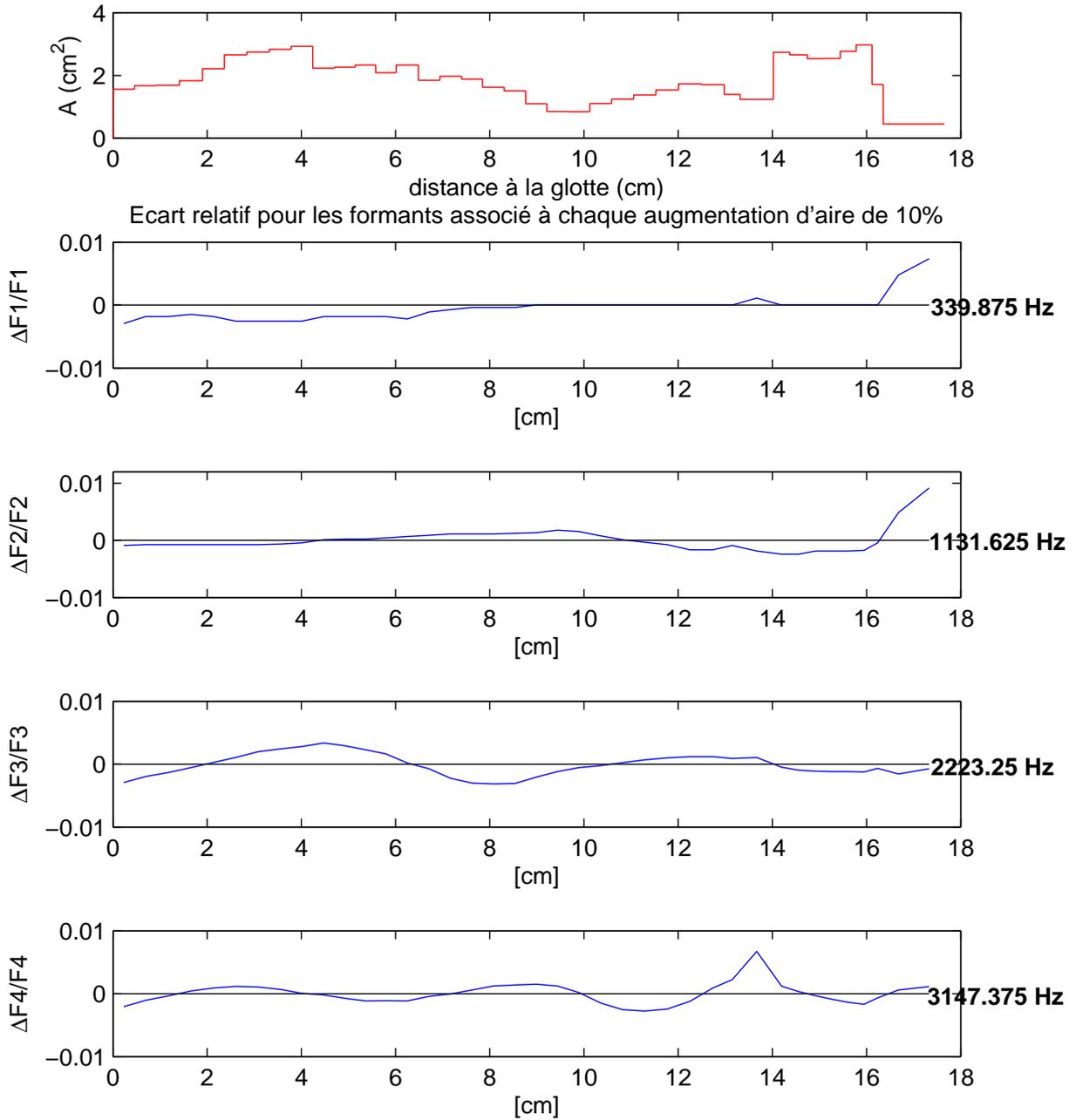


FIG. C.6 – Voyelle /œ/ : fonctions d'aire et de sensibilité pour les quatre premiers formants.

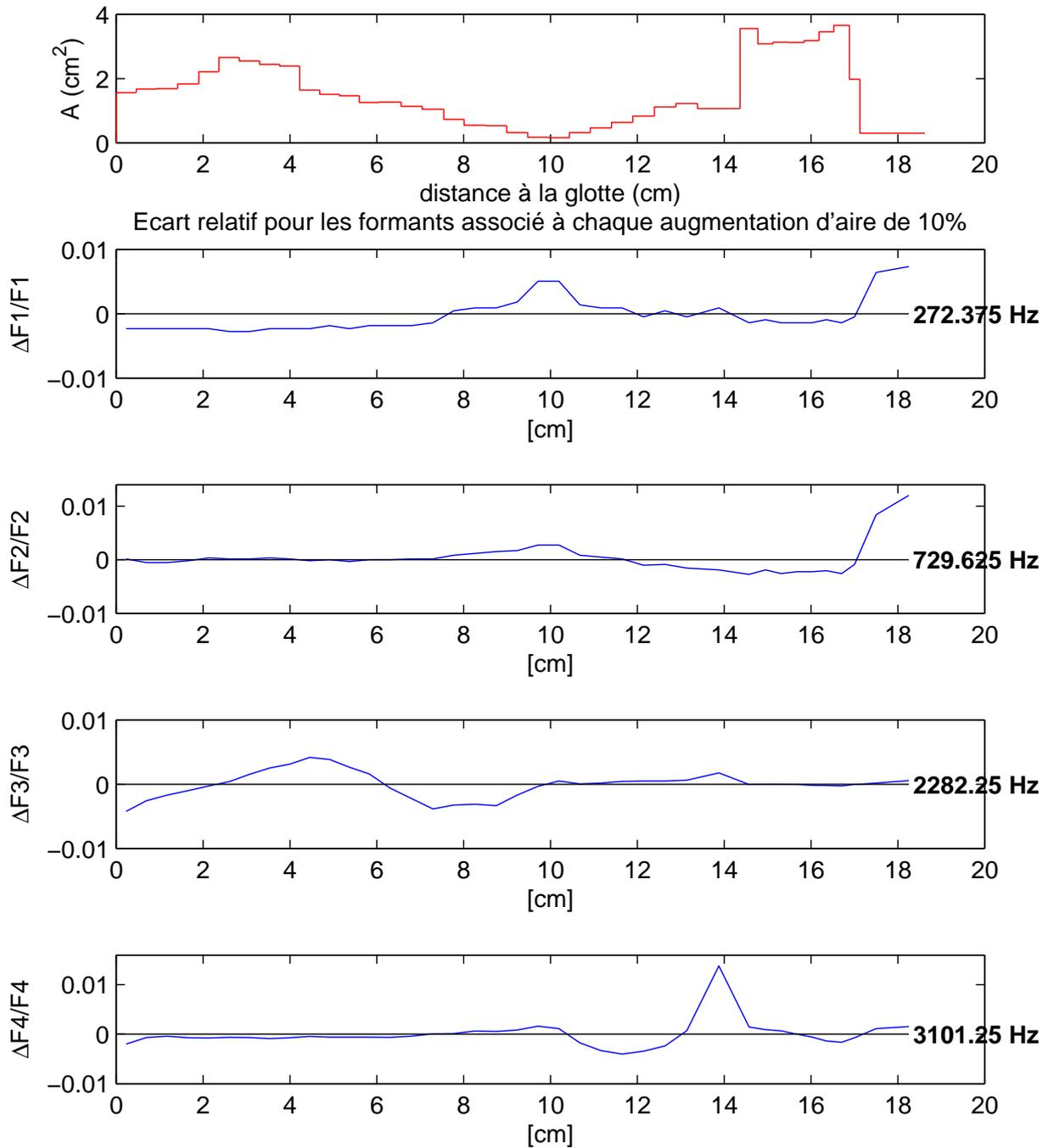


FIG. C.7 – Voyelle /u/ : fonctions d'aire et de sensibilité pour les quatre premiers formants.

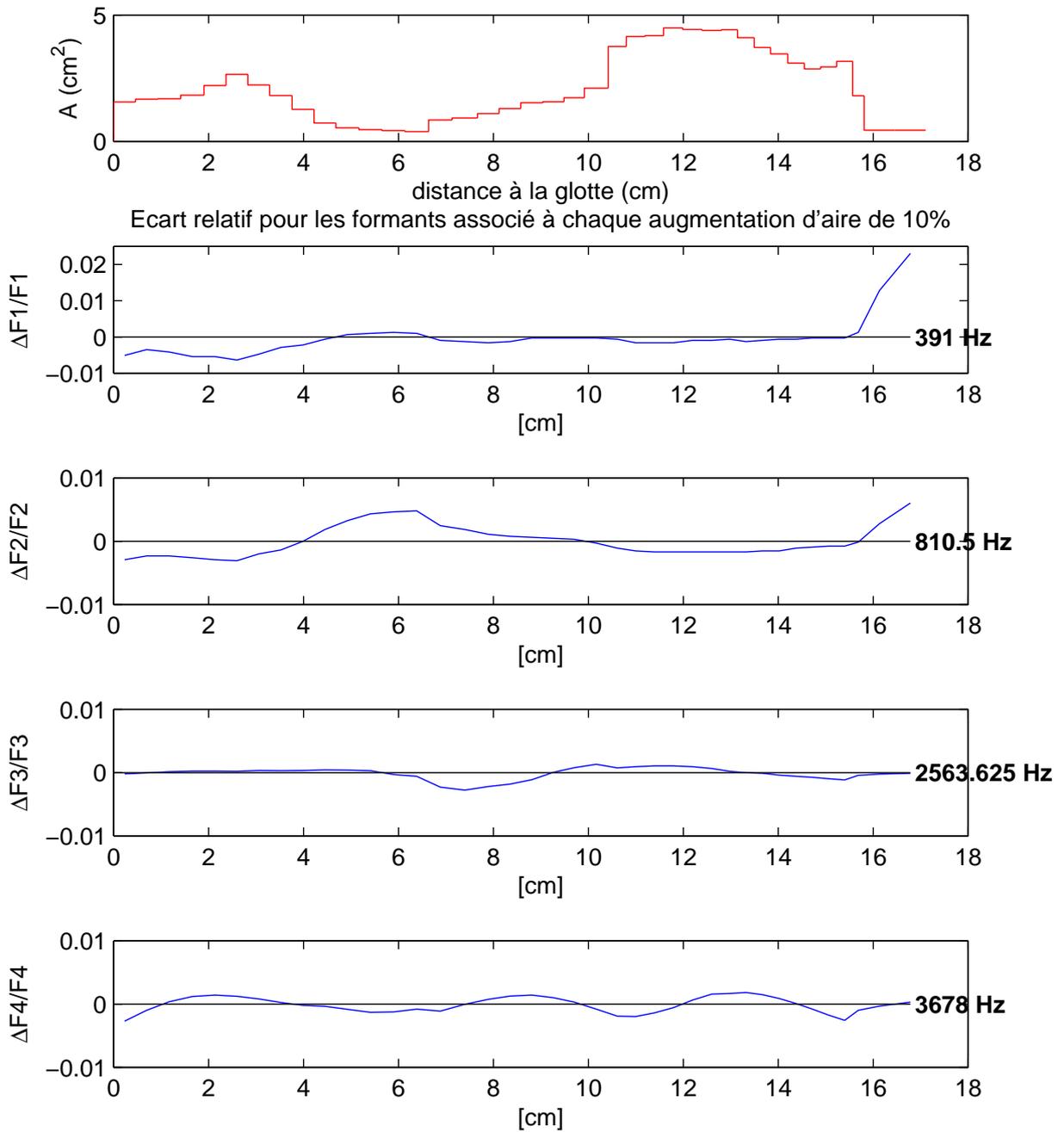


FIG. C.8 – Voyelle /o/ : fonctions d'aire et de sensibilité pour les quatre premiers formants.

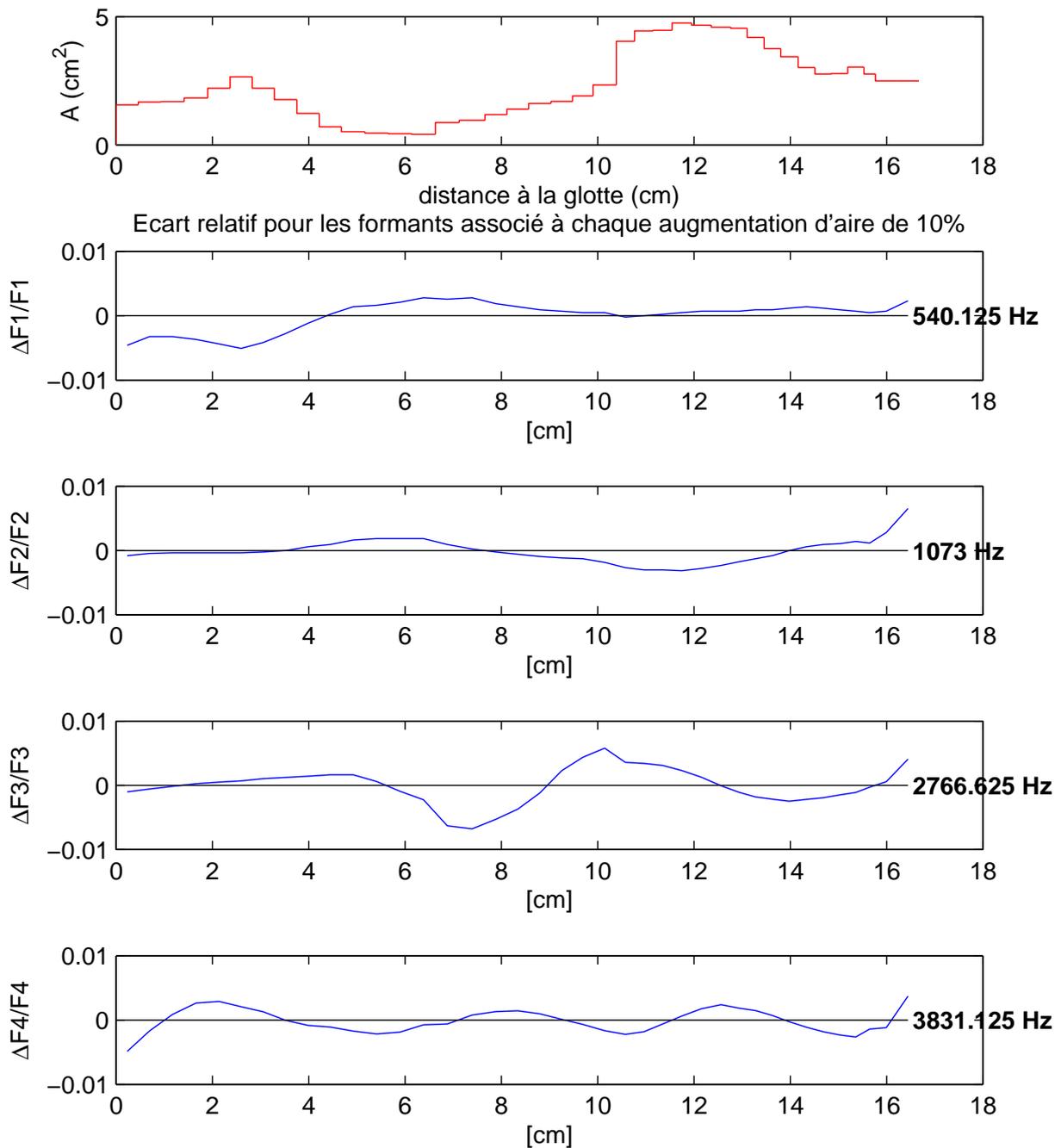


FIG. C.9 – Voyelle /ɔ/ : fonctions d'aire et de sensibilité pour les quatre premiers formants.

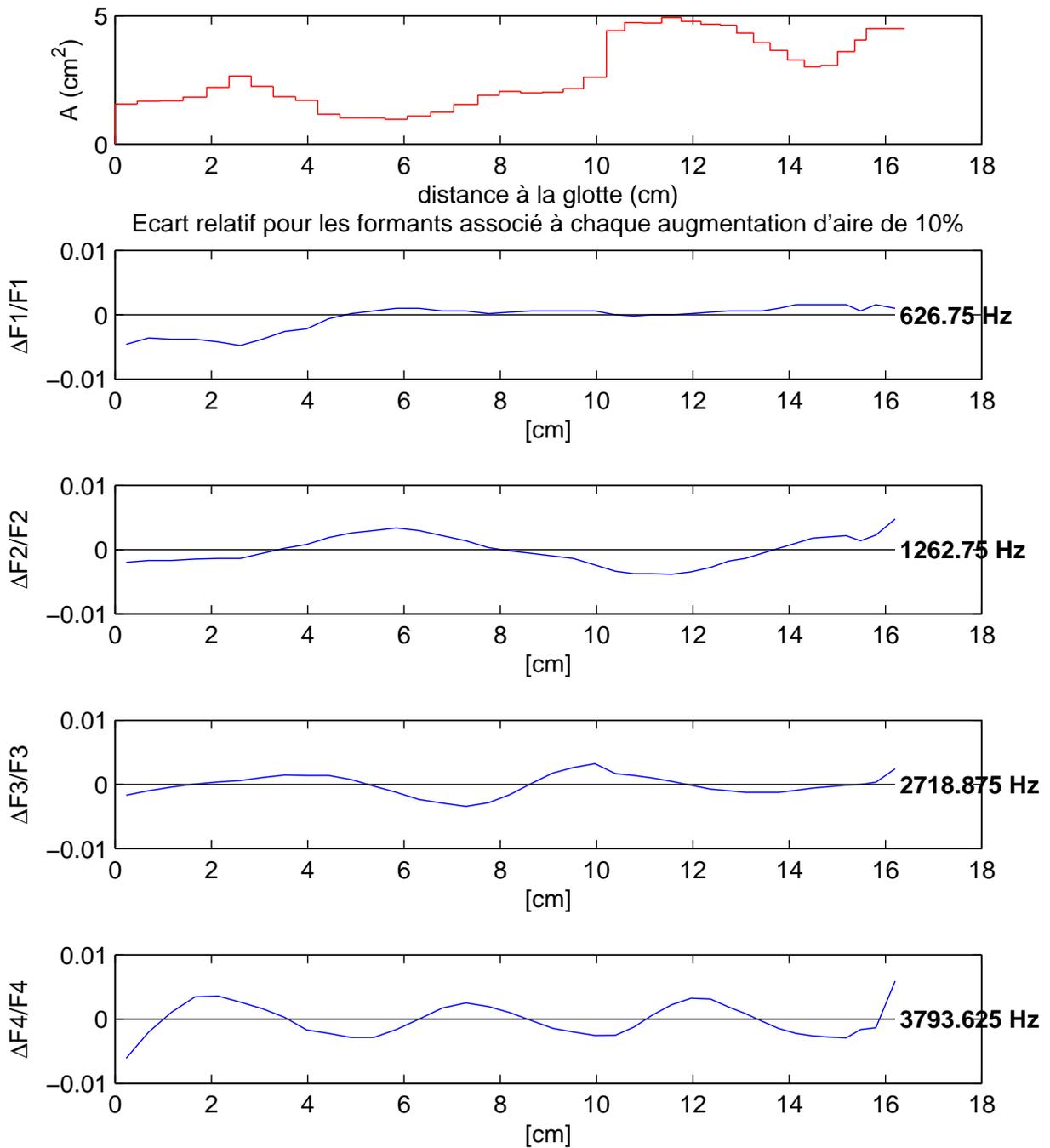


FIG. C.10 – Voyelle /a/ : fonctions d'aire et de sensibilité pour les quatre premiers formants.

Activations musculaires et mouvements linguaux : modélisation en parole naturelle et pathologique

Résumé : Les travaux présentés dans ce mémoire ont pour but, à long terme, l'élaboration d'un outil interactif pour la chirurgie linguale, basé sur un modèle biomécanique tridimensionnel de la langue, et permettant à la fois d'évaluer les conséquences d'une chirurgie sur la mobilité linguale et de favoriser le planning et le guidage per-opératoire du geste chirurgical. Les études conduites à ce jour visent à étudier la faisabilité d'un tel outil.

La première partie de ce mémoire est consacrée à une description approfondie du modèle utilisé. Après une présentation de l'anatomie du conduit vocal et du contexte clinique, la géométrie du modèle est décrite avec précision (structure interne du modèle de langue et représentation des structures osseuses et molles du conduit vocal) ainsi que les hypothèses effectuées tant sur le plan de la modélisation biomécanique à l'aide d'un modèle hyperélastique que du contrôle moteur basé sur le modèle λ du point d'équilibre. L'extraction de la filière aérique est alors introduite de même que le modèle de synthèse utilisé.

La seconde partie est centrée sur les résultats obtenus en parole naturelle et en parole pathologique. Les simulations réalisées ont permis de montrer que ce modèle était capable de générer les voyelles orales du français, avec des caractéristiques acoustiques proches des valeurs généralement observées et des formes de langue satisfaisantes. Des simulations similaires sont également présentées pour deux cas de chirurgie linguale : une hémiglossectomie et une résection élargie du plancher buccal.

Mots clés : modélisation biomécanique, chirurgie linguale, méthode des éléments finis, hypothèse du point d'équilibre, production de la parole.

Muscular activations and lingual movements: Modelling of natural and pathological speech

Abstract: The purpose of the work presented in this manuscript is the development, in the long run, of some interactive software for tongue surgery, based on a three-dimensional biomechanical model of the tongue, allowing the evaluation of the consequences of some surgery on tongue mobility and supporting the planning and the per-operational guidance of the surgical gesture. The studies led to date aim at studying the feasibility of such a tool.

The first part of this thesis is devoted to a thorough description of the model used. After the presentation of the vocal tract anatomy and of the clinical context, the model geometry is described with precision (internal structure of the tongue model and representation of the bony and soft structures of the vocal tract). The assumptions carried out for biomechanical modelling are introduced as well as the motor control scheme based on the λ model of the equilibrium-point hypothesis. The extraction of the vocal tract area function is then presented with the model of speech synthesis.

The second part is centred on the results obtained for natural and pathological speech. Our simulations showed the ability of our model to generate the oral vowels of French, with acoustic characteristics close to the values generally observed and satisfactory tongue shapes. Similar simulations are also presented for two cases of tongue surgery: a hemiglossectomy and a widened mouth floor resection.

Keywords: biomechanics, tongue surgery, finite element modelling, equilibrium-point hypothesis, speech production.