



HAL
open science

La fonction occlusale : application en prothèse fixée complète sur implants

Shirel Samoun

► **To cite this version:**

Shirel Samoun. La fonction occlusale : application en prothèse fixée complète sur implants. Sciences du Vivant [q-bio]. 2018. dumas-03212176

HAL Id: dumas-03212176

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03212176>

Submitted on 29 Apr 2021

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.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

UNIVERSITE PARIS DIDEROT - PARIS 7

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

5, Rue Garancière 75006 PARIS

Année 2018

Thèse N°:

N° attribué par la bibliothèque :

THESE pour le DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR

en CHIRURGIE DENTAIRE

présentée et soutenue publiquement le 29/06/2018

par **SAMOUN Shirel**

**LA FONCTION OCCLUSALE : APPLICATION
EN PROTHÈSE FIXÉE COMPLÈTE SUR IMPLANTS**

Directeur de thèse : Pr Bruno TAVERNIER

J U R Y

M. le Professeur Bruno TAVERNIER
Mme la Docteure Amélie COUDERT
M. le Docteur Stéphane ESCURE
M. le Docteur Didier MAURICE
Mme la Docteure Catherine MESGOUEZ
M. le Docteur Pierre MOULIN
M. le Docteur Lucien BISMUTH

Président
Assesseur
Assesseur
Assesseur
Assesseur
Assesseur
Membre invité

UNIVERSITE PARIS DIDEROT - PARIS 7

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

5, Rue Garancière 75006 PARIS

Année 2018

Thèse N°:

N° attribué par la bibliothèque :

THESE pour le DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR

en CHIRURGIE DENTAIRE

présentée et soutenue publiquement le 29/06/2018

par **SAMOUN Shirel**

née le 03/12/1993

**LA FONCTION OCCLUSALE : APPLICATION
EN PROTHÈSE FIXÉE COMPLÈTE SUR IMPLANTS**

Directeur de thèse : Pr Bruno TAVERNIER

J U R Y

M. le Professeur Bruno TAVERNIER
Mme la Docteure Amélie COUDERT
M. le Docteur Stéphane ESCURE
M. le Docteur Didier MAURICE
Mme la Docteure Catherine MESGOUEZ
M. le Docteur Pierre MOULIN
M. le Docteur Lucien BISMUTH

Président
Assesseur
Assesseur
Assesseur
Assesseur
Assesseur
Membre invité

UNIVERSITE PARIS DIDEROT – PARIS 7

Présidente de l'Université :	Mme la Professeure Christine CLERICI
Doyenne de l'U.F.R. d'Odontologie :	Mme la Professeure Ariane BERDAL
Directrice Générale des Services :	Madame Pascale SAINT-CYR

JURY

M. le Professeur Bruno TAVERNIER	Président
Mme la Docteure Amélie COUDERT	Assesseur
M. le Docteur Stéphane ESCURE	Assesseur
M. le Docteur Didier MAURICE	Assesseur
Mme la Docteure Catherine MESGOUEZ	Assesseur
M. le Docteur Pierre MOULIN	Assesseur
M. le Docteur Lucien BISMUTH	Membre invité

M. le Professeur Bruno TAVERNIER Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

Pour m'avoir accompagnée depuis mes premiers pas cliniques jusqu'à l'écriture de cette thèse, pour le privilège de ce compagnonnage sans lequel ma vision de ce métier aurait sans doute été bien différente : cette thèse me donne l'opportunité de vous témoigner de ma profonde reconnaissance et de mon amitié.

Mme la Docteure Amélie COUDERT Docteur en Biologie
Habilitation à Diriger des Recherches
Maître de Conférences des Universités

Vous avez contribué à l'enseignement biologique fondamental, qui a été la motivation initiale de mes études en odontologie : veuillez trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.

M. le Docteur Stéphane ESCURE Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités - Praticien
Hospitalier

Je vous prie de trouver ici l'expression de mes sincères remerciement pour votre enseignement et pour l'honneur de vous voir siéger au sein de ce jury.

M. le Docteur Didier MAURICE Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien
Hospitalier

Vous avez par votre travail éveillé mon admiration mais aussi une réflexion sur la place de nos soins. Je vous prie de trouver ici l'expression de ma respectueuse considération.

Mme la Docteure Catherine MESGOUEZ Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien
Hospitalier

Vous avez été présente tout au long de ces années d'études, et notamment pour la plus belle chorégraphie jamais réalisée dans un service hospitalier, veuillez trouver ici l'expression de mon profond respect.

M. le Docteur Pierre MOULIN Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien
Hospitalier

Pour ce partage clinique dont vous me faites l'honneur, votre gentillesse et votre enthousiasme contagieux pour la dentisterie de demain, veuillez trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.

M. le Docteur Lucien BISMUTH Docteur en Chirurgie Dentaire
Ancien Assistant Hospitalo-Universitaire

Pour la qualité et l'humanité de votre enseignement, pour le temps que vous avez consacré à cette thèse et à tous vos étudiants, votre patience et votre passion, merci de m'honorer de votre présence.

Table des matières

I.	Introduction.....	3
II.	Physiologie des fonctions occlusales.....	5
II.1	Le champ fonctionnel.....	5
II.2	Cinématique des fonctions orales	9
II.2.1	La déglutition.....	9
II.2.2	La phonation	9
II.2.3	Les parafonctions	10
II.2.4	La mastication.....	10
II.3	Facteurs influençant l'enveloppe fonctionnelle.....	15
II.3.1	Les facteurs généraux.....	16
II.3.2	Les facteurs locaux.....	16
II.4	Critères d'évaluation de l'enveloppe fonctionnelle	25
II.4.1	Un pattern masticatoire « physiologique ».....	25
II.4.2	La performance masticatoire	28
II.4.3	Les symptômes cliniques.....	29
III.	Transmission nerveuse et rôle de la proprioception	32
III.1	L'innervation dentaire et parodontale	32
III.2	Les mécanorécepteurs parodontaux	33
III.2.1	Caractéristiques.....	33
III.2.2	Implications Fonctionnelles.....	36
III.3	Le ganglion trigéminal	39
III.4	Le complexe sensitif trigéminal.....	39
III.4.1	Les noyaux sensitifs	40
III.4.2	Le noyau moteur	42
III.5	Le cortex.....	43
III.6	Le Central Pattern Generator	45

IV.	Réhabilitation fonctionnelle occlusale en PFCSI.....	48
IV.1	Les spécificités cliniques.....	48
IV.1.1	Différences dues à l'absence de ligament parodontal.....	48
IV.1.2	Différences dues aux modifications neurologiques.....	48
IV.1.3	Différences dues à la conception biomécanique.....	54
IV.2	L'adaptation sensitive : l'ostéoperception.....	56
IV.2.1	Les récepteurs intra-osseux.....	56
IV.2.2	Relai des autres mécanorécepteurs oro-faciaux.....	58
IV.3	L'adaptation corticale.....	59
IV.4	Réhabilitation de l'enveloppe fonctionnelle.....	63
IV.4.1	Préalable : l'occlusion statique.....	63
IV.4.2	Le volume fonctionnel en PFCSI : les enjeux.....	64
IV.4.3	Revue de littérature.....	66
IV.4.4	Occlusion et impératifs mécaniques.....	73
V.	Conclusion.....	89
	Annexe – Niveau de Preuve.....	91
	Table des illustrations.....	96
	Bibliographie.....	98

I. Introduction

Les prothèses complètes sur implants s'inscrivent dans la continuité des Prothèses Amovibles Complètes (PAC) dans le traitement de l'édenté total. Il existe différentes prothèses sur implants, depuis les prothèses amovibles stabilisées par deux implants (Feine et al. 2002), au bridge Brånemark supporté par 6 voire 4 implants (Brånemark et al. 1995), jusqu'à la Prothèse Fixe Complète Sur Implants (PFCSI) céramo-métallique (Bueno-Samper et al. 2010). Nous ne nous intéresserons ici qu'aux réhabilitations fixes maxillo-mandibulaires.

La réhabilitation orale a pour objectif d'obtenir et de maintenir un niveau fonctionnel physique, sensoriel, intellectuel, psychologique, et social. Nous avons aujourd'hui les capacités de reproduire l'anatomie et l'esthétique, mais nous échouons encore dans certains cas à restaurer les fonctions orales. Des études cliniques montrent que la réhabilitation prothétique ne garantit pas automatiquement l'amélioration des fonctions motrices et sensitives. Cela est d'autant plus crucial que de récentes études mettent en évidence une association entre l'altération fonctionnelle manducatrice et le développement de troubles cognitifs ou nutritionnels (Kumar et al. 2018).

Ayant perdu toute information occlusale chez le patient édenté total, il faut d'une part retrouver une occlusion statique de référence, selon les critères habituellement décrits en prothèse fixe supra-dentaire de grande étendue ou en PAC. D'autre part il faut également prendre en compte que le patient utilisera ses prothèses en faisant certains mouvements, spécifiques pour chaque fonction orale. Les prothèses devront donc intégrer cette cinématique dans leur conception, afin de préserver à la fois la physiologie des structures orales mais aussi la pérennité des prothèses elles-mêmes. En PFCSI, la question se pose de l'adéquation entre la reconstruction occlusale et le champ fonctionnel et de l'adaptation possible d'un patient à une enveloppe de mouvements ; mais aussi, de la compatibilité de cette reconstruction avec les impératifs mécaniques spécifiques des reconstructions implantaires.

En effet, ces prothèses rencontrent des échecs thérapeutiques avec une grande pénibilité de réparation pour le patient et le praticien, plus qu'en PAC conventionnelle.

Des protocoles de réhabilitation maxillo-mandibulaires existent déjà pour la prothèse supra-dentaire. Mais, pour cette dernière, le praticien possède un allié de taille : la proprioception du patient, qui pourra juger subjectivement de la présence de contact occlusal dérangeant dans sa fonction. Or la proprioception est altérée en PFCSI. Plus encore qu'en réhabilitation dento-

portée, se pose la question ici de la capacité de rééducation du patient à une nouvelle fonction occlusale (Koyano et Esaki 2015; Romerowski 2016).

Cette altération proprioceptive est également rencontrée depuis longtemps en PAC, mais en prothèse amovible la principale préoccupation de conception est la stabilité de la prothèse. En conséquence, les règles de montage occlusal sont dictées principalement par cet impératif, et sont extrêmement bien codifiées et documentées (Hüe et Berteretche 2003).

L'objectif de cette thèse est de mettre en lumière les éléments de reconstruction d'une occlusion fonctionnelle en PFCSI, en considérant la cinématique mandibulaire du patient et l'absence de proprioception.

⇒ Dans un premier temps, nous ferons état de la cinématique mandibulaire et des facteurs qui l'influencent :

Dépend-elle des dents ou existe-t-elle indépendamment, via d'autres éléments physiologiques / anatomiques ?

⇒ Puis nous verrons comment cette cinématique peut être commandée par le système nerveux et le rôle de la proprioception

Y a-t-il une mémoire de la cinématique à retrouver ? peut-on se rééduquer face à un nouvel environnement occlusal, sans proprioception ?

⇒ Enfin, nous réaliserons une revue de la littérature sur les propositions de protocoles spécifiques à ce type de réhabilitation.

II. Physiologie des fonctions occlusales

II.1 Le champ fonctionnel

L'occlusion dentaire est impliquée dans plusieurs fonctions orales : la mastication avec l'incision, la déglutition (constituant à elles deux la manducation) et la phonation. À ces dernières peuvent s'ajouter les fonctions dites paraphysiologiques, de serrement (« clenching ») et de grincement (« grinding »).

L'ensemble de ces fonctions est permis grâce à une diversité de mouvements mandibulaires et via les contacts – ou l'absence de contacts – dentaires. Le **Volume Fonctionnel des Cycles Mandibulaires** (VFCM) est défini comme le volume de l'ensemble des cycles des mouvements de chaque point mandibulaire. C'est l'espace tridimensionnel contenant tous les déplacements mandibulaires lors des différentes fonctions orales. Le **champ fonctionnel** désigne une coupe de ce volume, selon le plan considéré (Le Texier 2018).

Ce volume est limité par une **enveloppe fonctionnelle**. Elle diffère selon l'individu et selon le type d'action réalisée : par exemple, mâcher un chewing-gum ou chanter sont deux fonctions qui nécessitent un certain rapport entre les dents (qu'il y ait ou non un contact), et n'utiliseront pas le même volume fonctionnel de déplacement de la mandibule.

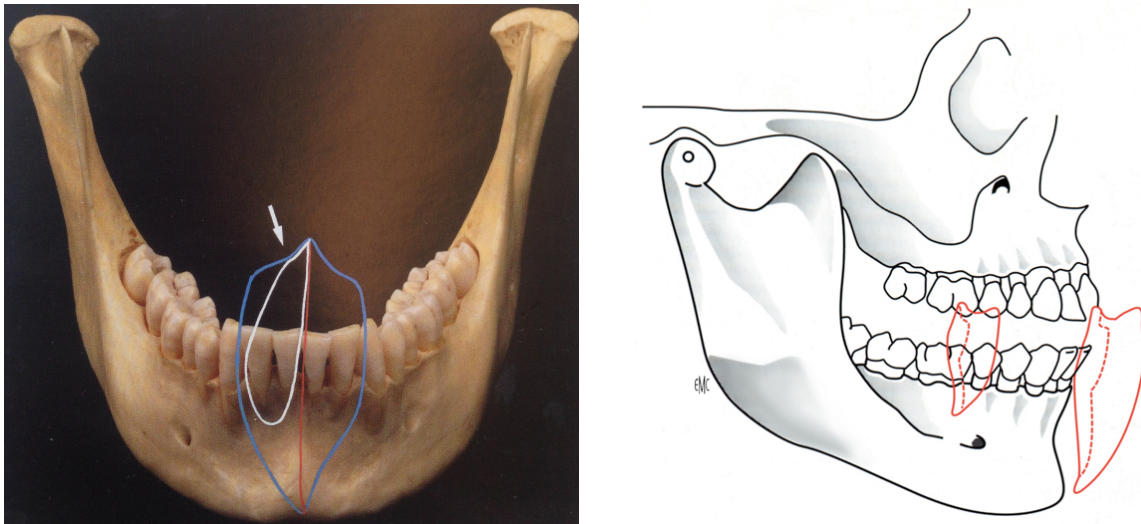
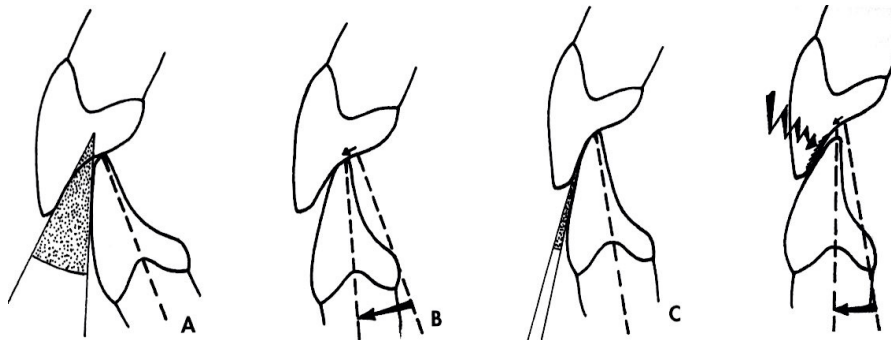


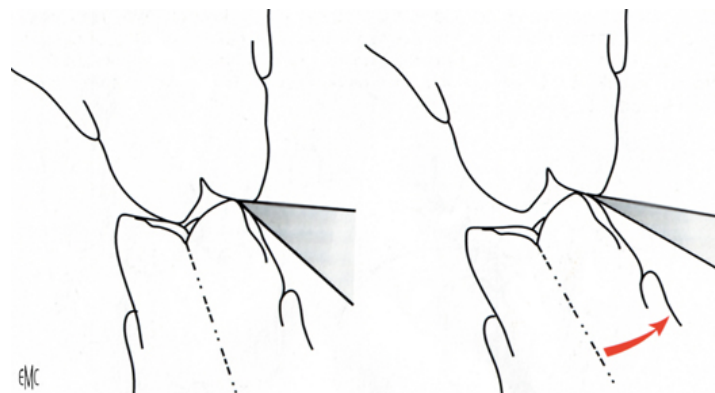
Figure 1 - Enveloppe limite des mouvements mandibulaires ou diagramme de Posselt. Les mouvements mandibulaires – par exemple le cycle masticatoire (en blanc) s'inscrivent à l'intérieur de cette enveloppe (Romerowski et Bresson 2016). Vue sagittale (Tavernier et al. 2008)

Ce VFCM s'inscrit nécessairement à l'intérieur de l'enveloppe limite de déplacement de l'arcade mandibulaire, définie notamment par l'articulation temporo-mandibulaire (ATM). A l'approche de l'Occlusion d'Intercuspidie Maximale (OIM), on observe un rétrécissement de l'enveloppe limite en vue frontale (*figure 2 : flèche blanche*) : ils correspondent au glissement des dents mandibulaires sur les dents maxillaires jusqu'au point d'intercuspidation. L'enveloppe limite, et donc le volume fonctionnel, dépend à la fois de l'ATM – ou déterminant postérieur – et des rapports dentaires constituant le déterminant antérieur.



*Figure 2- Représentation de l'angle fonctionnel vestibulaire antérieur (vue sagittale)
(Romerowski et Bresson 2016)*

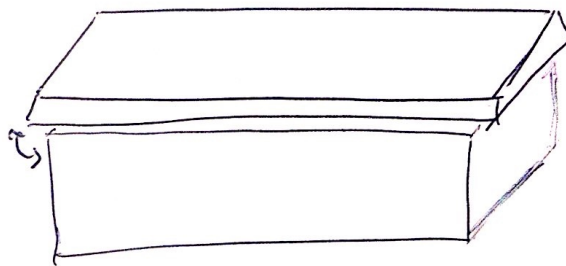
Le degré de liberté permis par les dents dépend des rapports entretenus entre les deux arcades dentaires. Dans le secteur antérieur, dans le plan sagittal, l'enveloppe limite dépend de la pente incisive (figure 2), c'est-à-dire à la fois du recouvrement (vertical) et du surplomb (horizontal) des incisives maxillaires sur les incisives mandibulaires. Elle conditionne d'une part la trajectoire des bords incisifs mandibulaires depuis l'OIM jusqu'au bout-à-bout incisif et d'autre la possibilité de rotation du corps de la mandibule lors des mouvements de proclusion.



*Figure 3 - Représentation de l'angle fonctionnel vestibulaire postérieur (vue frontale)
(Romerowski et Bresson 2016)*

De la même manière, en secteur postérieur, dans le plan frontal, l'enveloppe limite est déterminée par la morphologie et la position relative des dents en occlusion (voir II.3.2.) (Romerowski et Bresson 2016).

L'image utilisée pour décrire ces rapports inter-arcades est celle de la « boîte à chaussures » (les dents mandibulaires) surmontée d'un couvercle (les versants centraux des cuspidés vestibulaires maxillaires). Si les rapports entre les bords du couvercle et la boîte sont trop étroits, l'ouverture de la boîte ne peut se faire que verticalement ; si au contraire, les pans verticaux du couvercle surplombant la boîte sont légèrement ouverts, cela permet une plus grande liberté de mouvement à l'ouverture.



Lors d'un mouvement test de proclulsion (glissement des dents mandibulaires contre les dents maxillaires en propulsion), il existe généralement une désocclusion simultanée des dents postérieures. Cet effet est appelé « guide antérieur ». En latérocclusion (excursion latérale de la mandibule), différents types de schémas occlusaux ont été décrits :

- la fonction canine (contact canin et désocclusion du reste de l'arcade),
- la fonction de groupe (contact canin et des dents adjacentes) ou
- la fonction bilatéralement équilibrée dite également balancée (contacts simultanés sur les dents du côté travaillant et du côté non travaillant), utilisée en PAC.

L'association entre une désocclusion postérieure en proclulsion et un guidage canin en latéralité constitue une occlusion dite de **protection mutuelle** : les dents antérieures protégeraient ainsi les dents postérieures lors des excursions, et seraient elles-mêmes déchargées en OIM.



Figure 4 - fonction de groupe et fonction canine (document : Pr B. Tavernier)

Notons que ces schémas occlusaux sont décrits sur simulateur (articulateur) et peuvent être effectués par le patient à la demande du praticien. Ils ne correspondent pas cependant aux mouvements physiologiquement réalisés lors des différentes fonctions, puisque ces dernières réalisent des mouvements centripètes. La cohérence entre les contacts obtenus sur ces mouvements tests et sur les mouvements fonctionnels est controversée. Pour certains auteurs, la notion de « guide antérieur » tel qu'il est décrit n'existe véritablement que sur l'articulateur (Tavernier 2017).

Les déplacements mandibulaires occupent un certain volume fonctionnel. L'objectif de toute réhabilitation occlusale est la restauration de ces fonctions oro-faciales, et par conséquent de leur enveloppe fonctionnelle.

→ *Comment le volume fonctionnel entre-t-il en jeu lors des différentes fonctions ?*

→ *Est-il évolutif au cours de la croissance ?*

II.2 Cinématique des fonctions orales

II.2.1 La déglutition

C'est la fonction la plus fréquemment utilisée, 1000 à 1200 fois par 24 heures (Romerowski 2016). La transition d'une déglutition infantile, avec interposition linguale entre les arcades, à une déglutition adulte, s'effectue avant 9 ans. Au-delà, la persistance d'une déglutition atypique peut compromettre l'équilibre des rapports inter-arcades. L'évolution de la fonction au cours de la croissance peut donc impacter sur l'occlusion (Romerowski 2016).

La déglutition nécessite un calage dentaire, obtenu par une fermeture en Occlusion d'Intercuspitation Maximale (OIM). Les contacts obtenus doivent être simultanés, de même intensité, répartis sur un maximum de dents, et si possible symétriquement. (Le Gall et Lauret 2011).

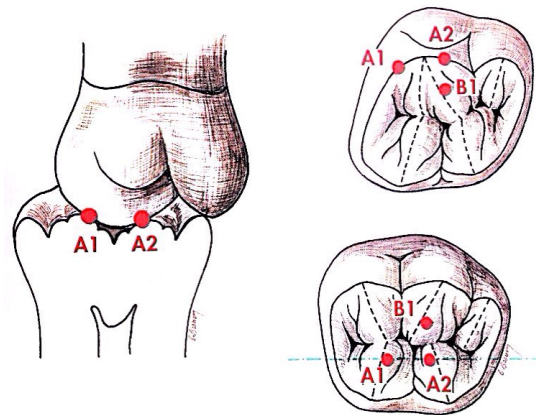


Figure 5 - Verrou occlusal en tripode (Romerowski et Bresson 2016)

II.2.2 La phonation

Elle fait intervenir la notion d'**espace phonétique** inter-arcade, nécessaire à la phonation, implique nécessairement la recherche d'un espace d'inocclusion. Par exemple, la prononciation du phonème « s », tel que dans le mot « mississippi », doit dégager 2 à 6 mm entre les secteurs postérieurs. L'inocclusion fait donc partie de la réflexion occlusale pour le rétablissement des fonctions (Duverger et Le Texier 2011; Romerowski 2016).

Les déplacements mandibulaires lors de la phonation sont circonscrits dans le volume fonctionnel de la mastication. L'étude de la cinématique mandibulaire est donc très généralement étudiée au travers de l'étude du cycle masticatoire uniquement.

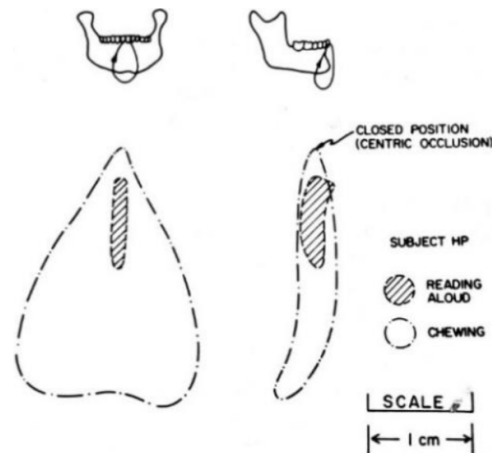


Figure 6 - Enveloppe fonctionnelle de la phonation (Romerowski et al. 2015)

II.2.3 Les parafunctions

Bien que leur mécanisme ne soit pas encore clairement identifié, les parafunctions occupent une place centrale dans les considérations occlusales, en référence aux forces développées durant leur activité, et de leur possible longue durée (tableau 1). Les mouvements réalisés diffèrent des autres fonctions, que ce soit en « clenching » (serrement) ou en « grinding » (friction des surfaces occlusales), et perturbent de ce fait la répartition des contraintes.

Mastication	6.8-26.7 Kgf
Déglutition	30.2 Kgf
Force de morsure maximale	70-400 Kgf
Parafunctions	70-400 Kgf

Tableau 1 : forces occlusales moyennes de jeunes sujets sains en denture intacte (Gross et al. 2015)

II.2.4 La mastication

La mastication est une fonction vitale associée à l'apprentissage, la mémorisation et l'humeur (Morquette et al. 2012). Elle constitue la première étape de la digestion chez la plupart des mammifères. Elle met en jeu plusieurs activités motrices, telles que la préhension, l'incision, et la fragmentation, qui préparent la nourriture pour la rendre compatible avec la déglutition (Boileau et al.). Sa mise en œuvre nécessite la coordination des muscles faciaux, labiaux, et linguaux, des Articulations Temporo-Mandibulaires (ATM) et des arcades dentaires.

- ✚ La cinématique de mastication évolue selon trois phases chronologiques :
- La première phase, ou série **préparatoire**, permet le transport et la manipulation de l'aliment. Après la découpe en morceaux adaptés à la mastication par les dents antérieures, le bolus est transporté par la langue et les joues vers les secteurs dentaires postérieurs. Durant cette phase, on observe des cycles masticatoires de type I : ouverture puis fermeture mandibulaire rapide avec peu de latéralités.
- La seconde, et la plus longue, est la phase de **réduction**. La mastication rythmique du bolus s'effectue suivant un panel de patterns d'activation musculaire selon la nature de l'aliment. Les cycles masticatoires, de type II, sont composés ici d'une ouverture, d'une courte fermeture rapide puis d'une fermeture lente dite « powerstroke » : c'est la phase de réduction à proprement parler, entre les dents du côté travaillant. La force maximale est exercée au moment de l'intercuspidation, et peut aller jusqu'à 150 N (15 Kgf), mais reste inférieure à la force de serrement volontaire (Boileau et al.). Les études de cycles masticatoires font en général référence aux cycles de cette phase.
- Enfin, la dernière phase nommée série de **pré-déglutition**, permet le transport du bolus une fois réduit au pharynx. Les cycles ici de type III, sont similaires aux types II mais de plus faible amplitude, plus longs, et avec moins d'activité des muscles élévateurs. Ils se concluent par l'étape finale de déglutition, correspondant au transit dans l'hypo-pharynx (Westberg et Kolta 2011; Morquette et al. 2012; Boileau et al.).

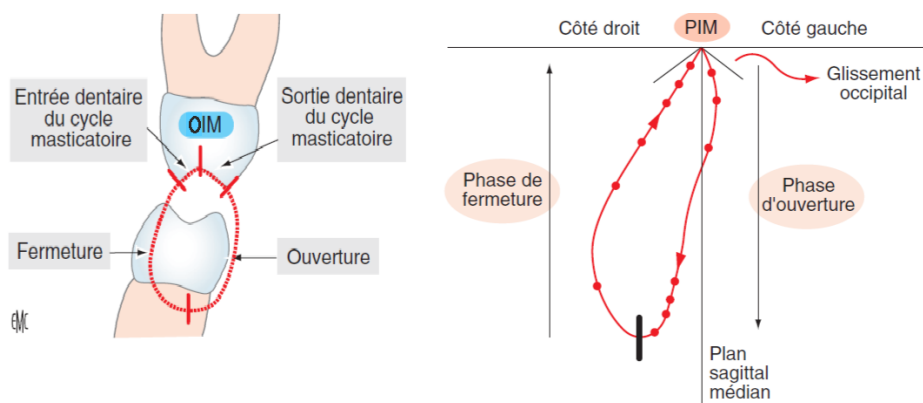


Figure 7 - cycle masticatoire en vue frontale selon Lauret et Le Gall et selon Ahlgren (Boileau et al. 2008)

La cinématique mandibulaire a été principalement étudiée sur la mastication, via l'étude du **cycle masticatoire**. Différents contacts dentaires s'établissent au cours des derniers millimètres du cycle de la mastication. La mandibule revient à sa position de repos dans un mouvement par

l'arrière et l'extérieur. Les dents postérieures mandibulaires glissent le long des pentes cuspidiennes maxillaires qui les conduisent naturellement vers la position d'intercuspidation (au niveau de la fosse centrale), formant un cône de guidage. C'est le cas notamment entre le versant distal de la cuspide disto-vestibulaire mandibulaire et le versant central de la cuspide disto-vestibulaire maxillaire, mais aussi entre les cuspides linguales mandibulaires et la cuspide mésio-palatine maxillaire. Ces cuspides, vestibulaires au maxillaire et linguales à la mandibule, sont en effet appelées cuspides secondaires ou **cuspides guides** (Tavernier et al. 2008).

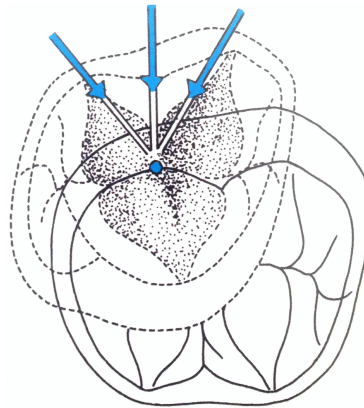


Figure 8 – guidage de la cuspide disto-vestibulaire mandibulaire jusqu'à l'OIM (Romerowski et Bresson 2016)

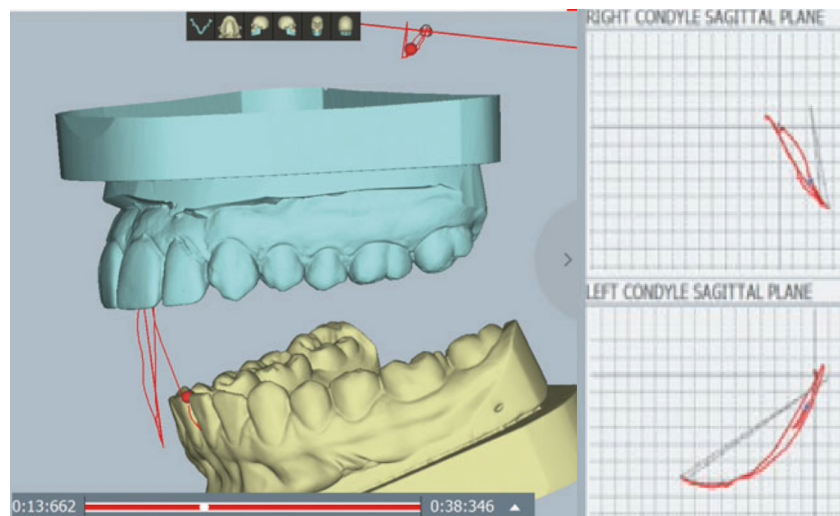
En fin de cycle, la mandibule marque une pose en OIM, où la durée moyenne des contacts dentaires est de 194 ms (Romerowski 2016) et durant laquelle s'effectueraient des micro-mouvements de compression du bolus (Gibbs et al. 1982).

Les formes de ces cycles sont différentes entre les carnivores, qui avalent de gros morceaux, et les herbivores qui ont besoin de beaucoup réduire les aliments entre les dents (Westberg et Kolta 2011). Le mouvement de fermeture peut être très vertical de type hachoir (chopping movement) ou très latéral type broiement (grinding movement). L'amplitude transversale du cycle peut aller de quelques millimètres à 1 cm selon les individus (Boileau et al. 2008).

La mastication peut être unilatérale alternée, unilatérale stricte ou bilatérale. En mastication, contrairement aux autres préférences latérales (exemple : droitier/gaucher), le côté préféré pour mastiquer est celui assurant un maximum de contacts lors du guidage (Boileau et al.).

Différents facteurs ont été étudiés pour évaluer leur association avec les paramètres de la mastication : amplitude, stabilité, force, latéralité, performance masticatrice (taille des particules après n cycles), efficacité masticatrice (nombre de cycles nécessaire pour obtenir une granulométrie donnée).

- ✚ Ces cycles peuvent être analysés par différentes méthodes, notamment :
 - L'enregistrement électromagnétique, par fixation d'un aimant sur l'incisive mandibulaire et d'un casque enregistrant les variations du champ magnétique. C'est le principe utilisé par le Sirognathograph (Proeschel 2006), le Kinesiograph (Kobayashi et al. 2009a; Shiga et al. 2009; Watanabe et al. 2011; Piancino et al. 2013). La précision de ce dernier est de 0.1 mm.
 - Les systèmes à Diodes Electro-Luminescentes (LED), comme le Replicator de (Gibbs et al. 1982) ou le « gnatho-hexagraph II » (Ogawa et al. 2001; Kubota et al. 2015).
 - L'enregistrement des mouvements par une caméra optique synchronisé dans un deuxième temps sur un scanner du patient (Kim et al. 2010).
 - L'enregistrement numérique par des appareils type Modjaw permet l'étude des cycles masticatoires sur modèles d'études scannés et des paramètres condyliens en temps réel au fauteuil. Ces fichiers sont exportables pour la Conception Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO) de prothèses.



*Figure 9 - enregistrement numérique de la cinématique dentaire et condylienne
(www.modjaw.com)*

- ✚ L'enveloppe fonctionnelle évolue au cours de la croissance :

In utero apparaissent les premiers mouvements d'ouverture et de fermeture mandibulaires, suivis des mouvements linguaux, puis de la déglutition. Le mâchonnement unilatéral alterné apparaît dès l'âge de 5 mois avant la mise en occlusion des dents. La succion-déglutition, constituée de mouvements symétriques et uniformes, est stabilisée en post-natal puis abandonnée progressivement jusqu'à l'éruption des molaires temporaires, période à laquelle la mastication devient efficace (Boileau et al. 2008; Morquette et al. 2012).

Le passage de la succion à la mastication se fait selon un transfert d'activité d'une aire corticale de succion à l'aire corticale masticatoire, d'après l'hypothèse de Nakamura et al. (Morquette et al. 2012).

La cinématique de mastication va évoluer avec la croissance et la modification des rapports interdentaires. Chez l'enfant en denture temporaire, le cycle masticatoire est composé d'une ouverture latérale et d'une fermeture médiane dans le plan frontal, tandis que chez l'adulte, l'ouverture est globalement rectiligne avec une fermeture latérale. Le changement s'opère vers 10-12 ans, Cette période correspond à l'âge d'éruption de la canine, comme le souligne Romerowski, ou celui du passage d'un plan d'occlusion plat à des courbes de compensation transversale et sagittale (Boileau et al. 2008). Les cycles sont variés en denture mixte. L'augmentation de la dureté de l'aliment provoque chez l'enfant une fermeture encore plus verticale, tandis que chez l'adulte au contraire elle sera plus latérale (Gibbs et al. 1982).

Ces différences entre l'enfant et l'adulte, au-delà des variations morphologiques, pourraient s'expliquer par une plus faible quantité de mécanorécepteurs parodontaux sur les dents temporaires, d'après une étude chez le chat (Piancino et al. 2017).

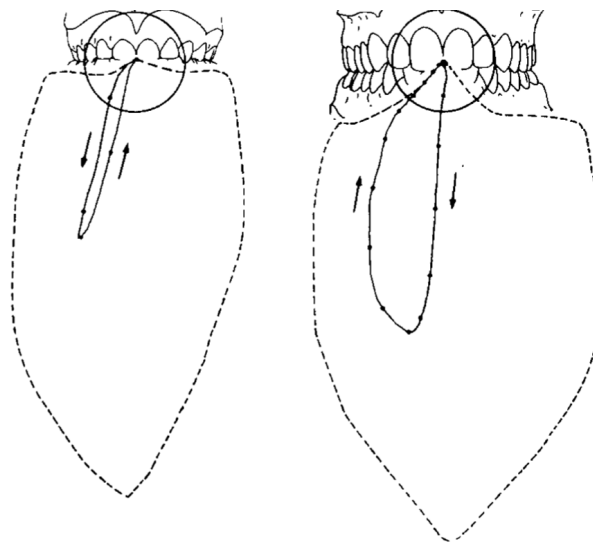


Figure 10 - enveloppe limite et cycle masticatoire chez l'enfant et l'adulte (Gibbs et al. 1982)

Points essentiels

Les différentes fonctions orales sont caractérisées par des mouvements spécifiques à chacune. L'enveloppe de ces mouvements s'inscrit dans un volume global, dit volume fonctionnel. Les rapports dentaires n'interviennent que dans les derniers millimètres du cycle de la mastication précédant l'OIM.

Ce volume évolue durant la croissance : en effet, nous avons vu que la cinématique des fonctions dépend de l'éruption dentaire, et inversement, la position des dents est modifiée par les habitudes fonctionnelles (déglutition atypique, mastication unilatérale). Occlusion et cinématique fonctionnelle s'influencent donc mutuellement pendant la croissance.

L'objectif est de déterminer les facteurs anatomiques qui conditionnent la cinématique mandibulaire. Dans ce cas, chez les patients édentés, il faudrait prendre en compte ces paramètres dans la réhabilitation occlusale fonctionnelle.

→ *Quels sont les facteurs qui influencent l'enveloppe fonctionnelle ?*

II.3 Facteurs influençant l'enveloppe fonctionnelle

La cinématique mandibulaire et son enveloppe de mouvements sont-elles dictées par l'occlusion ou existent-t-elles indépendamment des dents ?

Différents facteurs influençant la cinématique mandibulaire ont été décrits.

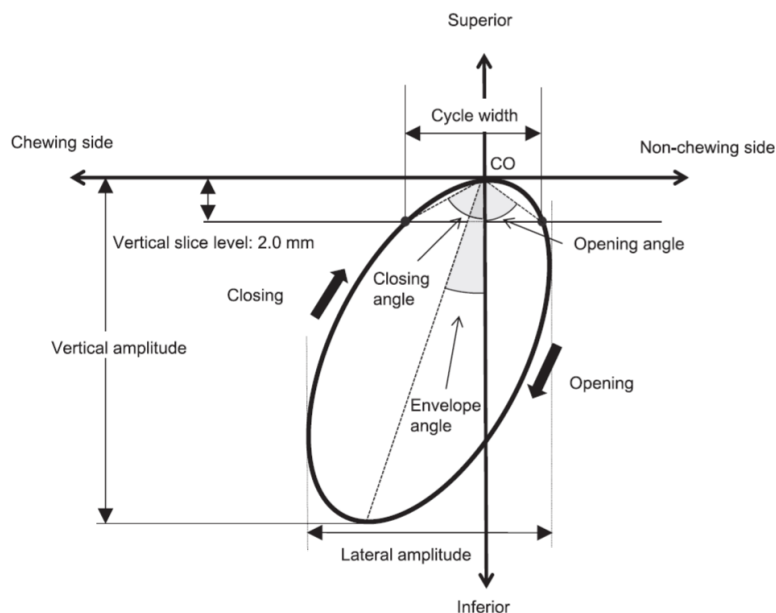


Figure 11 - Cycle masticatoire en vue frontale : différents paramètres peuvent influencer la largeur du cycle, l'angle d'ouverture et de fermeture, la forme du trajet d'ouverture et de fermeture, l'amplitude du mouvement en côté travaillant / non travaillant (Kubota et al. 2015)

II.3.1 Les facteurs généraux

✓ L'âge

Chez l'enfant, la forme des cycles masticatoires est différente, comme expliqué plus haut. La fréquence des cycles augmente entre 2-3 ans et 4-5 ans, ce qui pourrait être un indicateur du stade de développement de l'enfant (Schwaab et al. 1986).

Le vieillissement s'accompagne en général d'une diminution de la densité musculaire. A cela s'ajoutent des perturbations du nombre de dents antagonistes, de la qualité de la salive, l'altération de la fonction linguale et la baisse de l'acuité de la sensibilité. Les personnes âgées pourraient de ce fait ajuster graduellement leur choix alimentaires, généralement sans en avoir conscience, se rendant plus vulnérables à la malnutrition (Kumar et al. 2018). Pourtant, selon (Peyron et al. 2004), chez des patients âgés de 25 à 75 ans ayant des arcades dentaires complètes, l'adaptation à la dureté des aliments est similaire, bien que les sujets âgés présentent une réduction de l'amplitude verticale d'ouverture et une augmentation du nombre de cycles masticatoires. La composante latérale semble quant à elle inchangée (Karlsson et Carlsson 1990). Pourtant selon (Romerowski et Bresson 2016), l'ATM devient plus lâche avec le temps et le condyle travaillant augmente son mouvement de latérotusion, correspondant à une translation latérale mandibulaire. Cela pourrait être à l'origine des usures occlusales observées chez les personnes âgées.

✓ Le genre

Il n'y a pas de prédominance d'un pattern de mastication spécifique en fonction du genre. On observe toutefois une différence dans la fréquence et l'amplitude de mastication (Peyron et al. 2004; Boileau et al. 2008; Kobayashi et al. 2009a).

II.3.2 Les facteurs locaux

II.3.2.1 L'aliment

Le cycle masticatoire diffère selon les caractéristiques de l'aliment. L'augmentation de la dureté de l'aliment induit une augmentation du nombre de cycles masticatoires, de l'amplitude du cycle verticalement et latéralement, et de l'activité musculaire (Boileau et al. 2008). Cette

augmentation des mouvements latéraux associée à des forces de mastication plus élevées peut paraître étonnante car les dents supportent moins bien les contraintes latérales. En réalité, cette latéralité permet d'augmenter le temps de grincement, pour augmenter le contrôle proprioceptif : la force exercée reste relativement plus faible que celle exercée en OIM (Gibbs et al. 1982).

L'étude des cycles masticatoires est plus représentative avec la mastication d'un aliment dur (Proeschel 2006).

II.3.2.2 La neuromusculature

Les muscles masticateurs se divisent en muscles **élevateurs** (temporal, masséter, ptérygoïdiens) et **abaisseurs** de la mandibule (mylo-hyoïdien, génio-hyoïdien, digastrique). Leur activité est synchronisée, et leur tonus maintenu constant grâce aux fuseaux neuromusculaires.

Il existe un conditionnement fonctionnel : les mouvements pour déglutir, parler, mastiquer, sont acquis par répétition et mémorisés. Ces habitudes sont modifiables, notamment après orthophonie, orthodontie (Kubota et al. 2015), ou même simplement par une orthèse de détente neuro-musculaire (après une demi-heure de port d'une gouttière de S. Le Texier (SLT), le patient « oublie » sa position d'OIM pour se positionner en Relation Centrée (RC)) (Favre et Le Texier 2011).

II.3.2.3 L'articulation temporo-mandibulaire

La morphologie du condyle, de l'éminence temporale et la laxité ligamentaire modifient l'enveloppe de mouvements mandibulaires. Les mouvements condyliens ont été étudiés par axiographie, afin de dépister les pathologies articulaires et pour programmer les articulateurs dans les grandes reconstitutions dentaires.

Dans le plan sagittal, **la pente condylienne** influe sur le degré de désocclusion postérieure lors des mouvements de proclulsion. Plus la pente condylienne augmente, plus l'espace de désocclusion postérieur augmente. Il s'agit du paramètre principal : si la pente condylienne est sous-évaluée sur articulateur, il risque d'apparaître des contacts postérieurs non désirés en cinématique.

Dans le plan frontal, le **mouvement de Bennett** désigne le mouvement de translation latérale pouvant exister en latéralité vers le côté travaillant. Il peut présenter une composante oblique vers le haut ou vers le bas. Il impacte directement la trajectoire mandibulaire et l'anatomie occlusale des dents postérieures lors d'une reconstruction.

Dans le plan horizontal l'**angle de Bennett** l'angle entre le plan sagittal et la trajectoire du condyle non travaillant en latéralité. Le mouvement de Bennett peut présenter une composante oblique vers l'avant ou vers l'arrière.

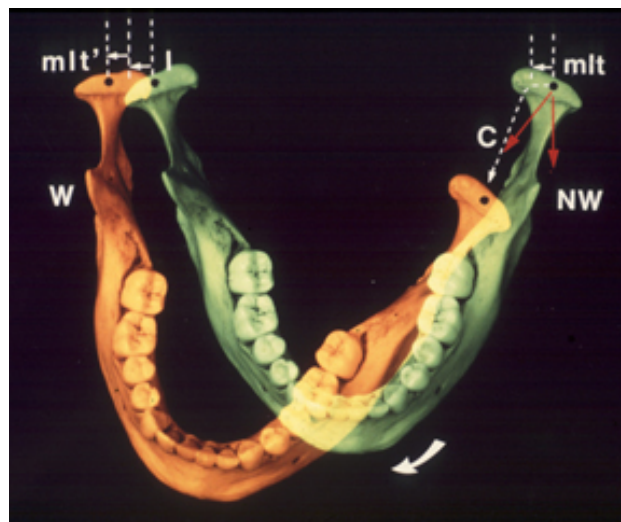


Figure 12 - mouvement de Bennett et angle de Bennett (Romerowski et Bresson 2016)

Une lésion de l'ATM peut induire une mastication unilatérale du côté de l'ATM lésée car elle est ainsi moins stimulée, avec chez l'enfant un différentiel de croissance entre les deux héli-mandibules, et l'installation d'un cercle vicieux entretenant la mastication unilatérale.

II.3.2.4 La morphologie cranio-faciale

Certains auteurs ont recherché une corrélation entre la morphologie cranio-faciale, établie par céphalométrie, et les mouvements mandibulaires. Une telle relation pourrait permettre de prédire les mouvements mandibulaires sur la base d'un document radiographique.

(Kim et al. 2010) observent une corrélation entre l'analyse céphalométrique et le type de mouvement d'ouverture et de fermeture mandibulaire. Ce moment était donc prédictible selon l'anatomie craniofaciale. Cependant l'analyse céphalométrique n'est que faiblement corrélée à l'analyse des mouvements limites et des mouvements condyliens (Kataoka et al. 2013). En

latéralité maximale, la morphologie craniofaciale a peu d'influence. Par contre, le mouvement des incisives mandibulaires reflète intimement le mouvement du condyle non travaillant avec un fort coefficient de corrélation, donc le mouvement incisif en latéralité permet l'évaluation du mouvement condylien. Pour autant, il est difficile d'affirmer la réciprocité.

II.3.2.5 Les malocclusions

Les malocclusions du sens sagittal

(Proeschel 2006) a réalisé une étude sur 247 sujets non traités, classés selon 4 types d'occlusion : classe I d'Angle, classe II d'Angle, supraclusion incisive (deep-bite), et articulé inversé postérieur (cross-bite). S'ajoutent 20 patients prognathes (classe III squelettique) et 17 patients rétrognathes (classe II squelettique) devant être traités par chirurgie orthognathique, évalués avant chirurgie et 6 mois après. L'auteur enregistre les cycles masticatoires, classés selon leur forme générale, en 8 groupes (A, B, C, D, ED, E1, E2 et I), pour évaluer le rapport entre le type d'occlusion et le type de cycle.

➤ Classe III squelettiques (prognathes)

Le pattern D est le plus présent (41 %). L'auteur ne constate pas de changement significatif dans les fréquences de répartition des patterns avant et après correction chirurgicale.

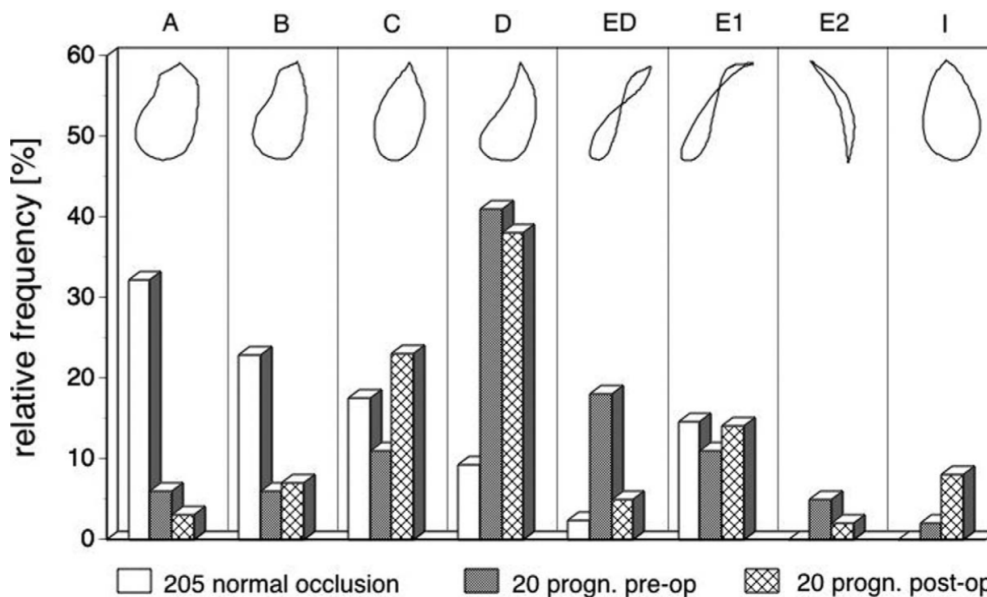


Figure 13 - Fréquence des différents patterns de mastication entre classe I, prognathes préchirurgicaux et prognathes postchirurgicaux (+ 6 mois) (Proeschel 2006)

➤ Classes I, II et supraclusion

Les patterns A et B sont majoritaires, mais souvent mélangés à d'autres patterns (E1, ED). Il n'y avait pas de différence significative entre la répartition des patterns entre les sujets de classe I, classe II, rétrognathes préchirurgicaux et deep-bite, tous de type « grinding ».

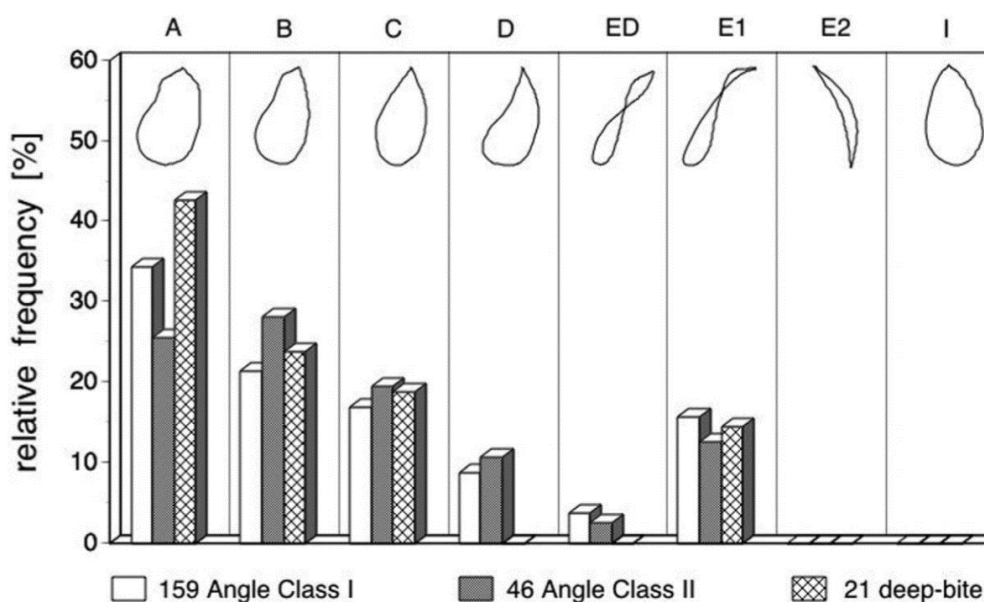


Figure 14 - Fréquence des différents patterns de mastication entre classe I, classe II et supraclusion (Proeschel 2006)

✓ Les malocclusions du sens vertical

Les résultats de Proeschel suggèrent une faible influence de la supraclusion incisive sur la fréquence de répartition entre les différents patterns. Cependant, il observe une réduction mais non significative de la *largeur* des cycles, entre classe I, classe II et supraclusion.

Selon Boileau et al., les cycles seraient plus verticaux et les excursions latérales très réduites. Les contacts cuspide-cuspide créeraient hyperactivité musculaire et craquements articulaires.

✓ L'inversé d'articulé unilatéral postérieur

L'inversion des rapports maxillo-mandibulaires dans le plan frontal est associée à une inversion du cycle masticatoire, et à une altération de l'activité du masséter du côté inversé. Cette inversion serait liée à la proprioception dentaire qui contribue au schéma le plus protecteur

et économe en énergie surtout en fermeture. Cette inversion peut être supprimée et l'activité musculaire améliorée par la correction orthodontique (Piancino et al. 2013, 2016). L'étude de Proeschel donne 23% de cycles inversés (I), mais une majorité de cycles de type D, évoquant un évitement des contacts de trituration dentaire.

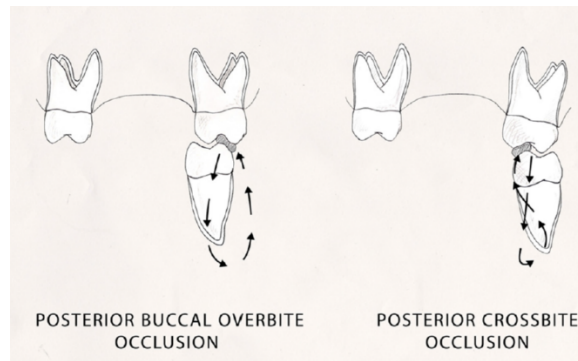


Figure 15 - inversion de l'entrée et de la sortie de cycle sur les patients avec inversé d'articulé postérieur (Piancino et al. 2017)

II.3.2.6 Les contacts occlusaux

✓ Les contacts statiques

La présence d'une interférence, par exemple l'hyper-éruption d'une dent de sagesse, modifie l'amplitude et la vitesse de mastication (Wang et al. 2001). De même, une douleur dentaire peut créer un réflexe d'évitement et une mastication unilatérale (Boileau et al. 2008).

✓ Les contacts en latéralité travaillante

(Shiga et al. 2009) ont étudié la corrélation entre le type de cycle masticatoire et les contacts travaillants en latéralités de 1, 2 et 3 mm. Leur protocole consistait en l'enregistrement, sur 50 patients « sains », non traités orthodontiquement, des mouvements de mastication d'un chewing-gum. Les cycles masticatoires étaient classés en sept groupes (fig. 15). Par ailleurs, les contacts occlusaux en latérocclusion travaillante de 1, 2 et 3 mm d'amplitude, étaient enregistrés avec un papier articulé, les millimètres étant dessinés sur la face vestibulaire des incisives maxillaires. Ils montrent que plus la latérocclusion est importante, plus le nombre de dents en contact diminue et ces contacts sont majoritairement canins et prémolaires. Il existe également une corrélation significative entre le type de cycle et les contacts en latéralités de

2 mm. Les groupes I, II et VI avaient des contacts canins et prémolaires presque systématiques. Les groupes III, IV, et V avaient des contacts molaires pour une grande majorité. Le pattern VII diffère des autres groupes.

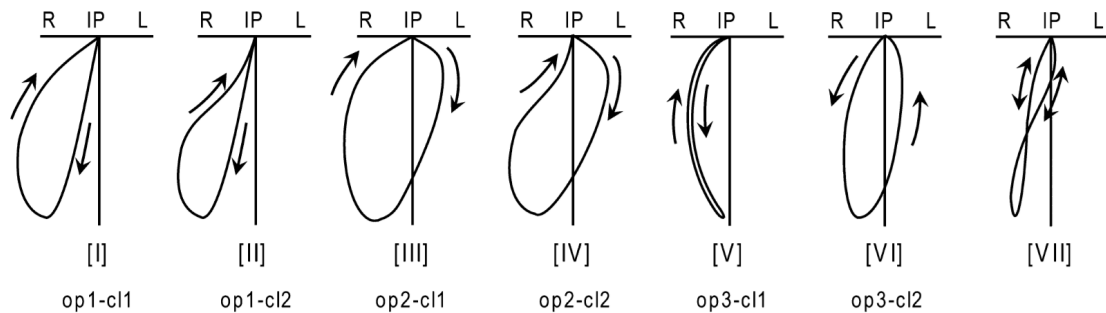


Figure 16 - Classification des différents cycles masticatoires en vue frontale d'après Shiga
Trois chemins d'ouverture (op1, 2 et 3) et 2 chemins de fermeture (cl1 et 2). IP : OIM.

✓ Les contacts en latéralité non travaillante

Selon une classification similaire à celle de (Shiga et al. 2009), sur 15 sujets, (Watanabe et al. 2011) montrent que les patterns I, ayant un chemin de mastication convexe (fig 15 : cl1) étaient associés à l'absence de contacts non travaillants, tandis que ces derniers existaient pour les patterns II ayant des chemins de fermeture concaves (cl2).

II.3.2.7 Le recouvrement maxillo-mandibulaire

La partie terminale du cycle masticatoire est définie par le **contact glissant terminal** (Romerowski 2016). Le mouvement terminal de fermeture est limité par les cuspides qui encadrent la position d'OIM. Il dépend à la fois de **l'inclinaison cuspidienne** (morphologies dentaires plus ou moins acérées) mais aussi des **axes des dents antagonistes**. Par exemple, une version palatine des molaires maxillaires ferme le champ fonctionnel vestibulaire (Le Texier 2018).

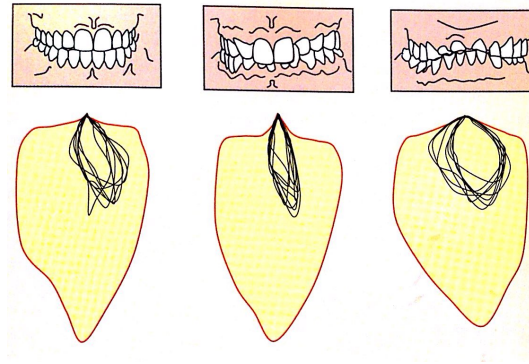


Figure 17 - amplitude de cycle masticatoire en classe I, supraclusion et absence de guidage antérieur (Gross et al. 2015) : plus le recouvrement antérieur augmente, plus le cycle est étroit

On peut se demander dans quelle mesure les dents ont un rôle de « guidage », c'est-à-dire si le mouvement masticatoire existe ou non indépendamment des dents, comme le proposent certains auteurs (Le Texier 2018). En d'autres termes, si l'on changeait le champ fonctionnel « habituel » de notre patient, la cinématique se conformerait-elle à ce nouveau « couvercle de la boîte » sans générer de pathologie ? Plusieurs études apportent des éléments de réponse.

➤ (Ogawa et al. 2001) ont étudié l'impact d'une augmentation artificielle de la guidance occlusale de 10° par la pose d'un onlay sur la canine travaillante. Les 20 patients étaient en classe I, en guidage canin, avec une inclinaison de guidage originelle sensiblement similaire (42° en moyenne). L'inclinaison de guidage désigne l'angle formé entre l'horizontalité et la trajectoire de la pointe canine mandibulaire travaillante en latéralité de 2 mm. Les cycles masticatoires étaient enregistrés avant intervention, puis les sujets étaient divisés en deux groupes, selon l'amplitude de leur angle de fermeture (angle entre l'horizontalité et la trajectoire de fermeture). Ils étaient de « type latéral » si l'angle de fermeture était inférieur à la moyenne, de « type vertical » s'il était supérieur. Après la pose de l'onlay, seuls les patients de type latéral obtenaient un cycle plus étroit, tandis qu'aucune différence significative n'était observée chez le type vertical avant et après intervention. Cette étude montre donc **pour un même schéma occlusal et une même inclinaison de guidage, il existe des variations individuelles dans l'amplitude de cycle et dans l'exploitation du volume de mouvement disponible**. En effet, les patients dits verticaux ne semblent pas utiliser leurs surfaces occlusales comme guide d'atterrissage jusqu'à la position d'OIM. Enfin, on remarque que chez les patients de type latéral, la pose de l'onlay améliorait la régularité du rythme masticatoire et du mouvement d'ouverture, mais réduisait la durée de la pose en OIM.

➤ Les études comparant la cinématique mandibulaire avant et après traitement orthodontique permettent d'étudier l'impact d'un changement occlusal. Celle de (Kubota et al. 2015) compare les cycles masticatoires de 14 femmes en classe III squelettique (classe III d'Angle + inversé d'articulé antérieur et inversé partiel ou total postérieur) avant, et 6 mois après chirurgie orthognathique. Ils observent des changements significatifs de mouvements mandibulaires, passant d'un pattern de « chopping » (hachage) vertical, à « grinding » (meulage) plus large, avec un angle de fermeture réduit. Cependant le pattern de grinding n'était pas aussi large que celui des patientes contrôles.

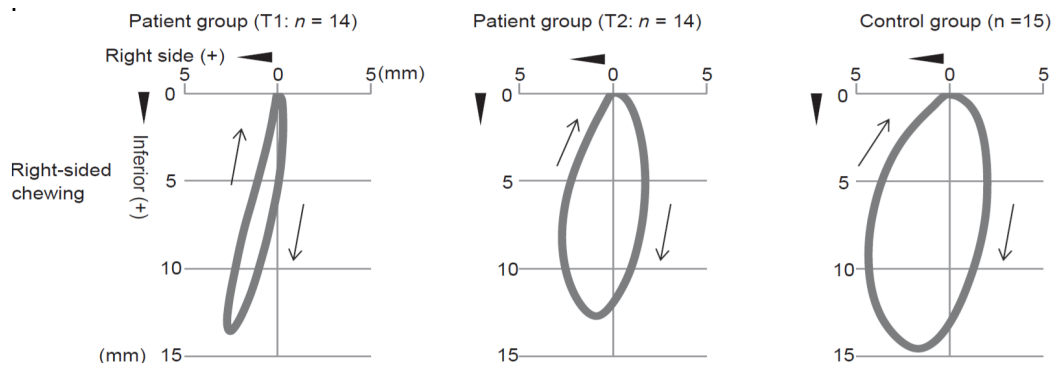


Figure 18 - cycle masticatoire à T1 (pré-opératoire), T2 (6 mois post-opératoire), contrôle (Kubota et al. 2015)

➤ (Piancino et al. 2016) : étudient l'activité du masséter et le cycle masticatoire de 50 enfants avec un inversé d'articulé postérieur unilatéral avant et après traitement orthopédique (à +5-6 mois), en comparaison d'un groupe contrôle de 20 enfants. Avant traitement, les patients ont plus de cycles inversés que les contrôles. Après traitement, il y a une réduction significative de cycles inversés chez les sujets traités. L'activité musculaire altérée avant traitement augmente pour atteindre la valeur contrôle après traitement.

➤ Ces deux résultats sont contredits par l'étude de Proeschel (décrite plus haut) qui note l'absence de modification de la largeur des cycles masticatoires avant et après chirurgie orthognathique chez les patients prognathes. Notons cependant les différences d'âge entre les groupes testés (enfants ou adultes) et l'absence d'information donnée sur les résultats occlusaux obtenus en post-opératoire.

➤ De même, la correction d'un inversé d'articulé postérieur chez 14 enfants ne modifie pas leur pattern de mastication en « 8 » caractéristique (Throckmorton et al. 2001). Cependant le traitement permet une normalisation de la durée de cycle (plus longue avant traitement) et de la trajectoire du côté non inversé (auparavant plus latérale).

Points essentiels

La cinématique mandibulaire dépend de facteurs généraux et de facteurs anatomiques locaux. Ces derniers sont classiquement décrits comme déterminants postérieurs (principalement l'ATM) et antérieurs (les dents).

Ces études montrent que la cinématique mandibulaire varie selon les individus, et s'adapte aux variations occlusales. Si l'on ne connaît précisément les limites de cette adaptabilité, on peut néanmoins s'interroger sur les critères qui définissent un champ fonctionnel « physiologique », acceptable par le patient sans contrainte.

II.4 Critères d'évaluation de l'enveloppe fonctionnelle

L'enveloppe fonctionnelle est évolutive : pour autant, toute cinématique est-elle acceptable par le patient sans contrainte ? Quelle est la limite du physiologique et du pathologique ?

Tout comme les rapports d'occlusion statiques peuvent être évalués comme physiologiques ou pathologiques, il en est de même pour les rapports cinématiques. En denture naturelle, l'enjeu est de déterminer si ces derniers peuvent être pris pour référence en vue d'une réhabilitation prothétique ou orthodontique ; ou encore de déterminer la iatrogénie d'une restauration préexistante. Chez l'édenté total, la perte de référence dentaire impose de redonner une enveloppe fonctionnelle physiologique, d'où l'intérêt d'en connaître les critères d'évaluation.

Les différents paramètres de la mastication ont donc été étudiés chez des patients présentant des malocclusions avérées afin d'analyser de possibles conséquences sur la cinématique mandibulaire. Les différentes études peuvent se classer vraisemblablement selon trois critères caractéristiques d'une occlusion fonctionnelle physiologique : un pattern de mastication « physiologique », une performance masticatoire non altérée et l'absence de signes cliniques objectifs (contractures musculaires, usure dentaire exagérée) ou subjectifs.

II.4.1 Un pattern masticatoire « physiologique »

✚ D'après (Boileau et al. 2008), Ahlgren associe les malocclusions à une irrégularité de la forme et du rythme des cycles masticatoires. Cette notion est appuyée par l'expérience de (Yashiro et al. 2004). L'étude compare les cycles masticatoires de 10 enfants en inversé

d'articulé incisif avant et après correction orthodontique, à 11 enfants contrôles. Ils constatent une augmentation de la régularité des mouvements masticatoires après traitement, ce qui laisse penser qu'une bonne occlusion est une occlusion avec des cycles masticatoires reproductibles. (Uesugi et Shiga 2017) trouvent également une **corrélation significative entre stabilité de rythme et de mouvement et performance masticatoire.**

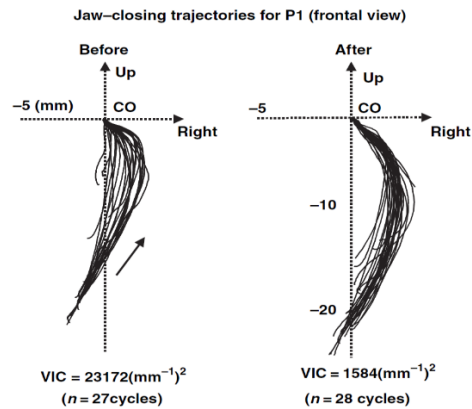


Figure 19 - chemin de fermeture en vue frontale avant et après correction orthodontique de l'inversé d'articulé incisif (Yashiro et al. 2004)

✚ Une malocclusion cinématique pourrait se caractériser, selon Gibbs et al., par une **réduction des retours en OIM** chez ces patients (Boileau et al. 2008).

✚ (Throckmorton et al. 2001) cités précédemment notent que **le rythme masticatoire, diminué** dans le groupe test, augmente et se confond avec celui du groupe test après traitement.

✚ Un autre paramètre à considérer dans l'évaluation de la qualité de la cinématique mandibulaire est l'existence d'un **côté préférentiel de mastication**. Une mastication unilatérale peut être induite par une asymétrie, une lésion articulaire, musculaire, parodontale, dentaire. Elle peut générer à son tour des pathologies (croissance asymétrique, déséquilibre musculaire) (Boileau et al. 2008).

✚ Certains troubles neuromusculaires d'origine congénitale, structurale ou acquise, peuvent modifier l'enveloppe de mastication. Ces troubles incluent notamment l'hémiplégie par lésion nerveuse, les spasmes permanents issus d'une infection ou d'une tumeur, les mouvements masticateurs spontanés ou incoordonnés associés à une maladie mentale ou à une

intoxication médicamenteuse. Les cycles masticatoires deviennent **irréguliers**, de **forme complexe** et de **durée augmentée**, avec des phénomènes de réouverture pendant la fermeture. **L'enveloppe fonctionnelle est généralement réduite**, du fait des contraintes ou des douleurs. L'ouverture, diminuée verticalement, est accentuée du côté balançant tandis que la fermeture est plus latérale, et se termine la plupart du temps sur une position différente de l'OIM. Cette différence proviendrait du fait que selon certains auteurs, le mouvement d'ouverture est régi par les ligaments de l'ATM et la fermeture principalement voire exclusivement par les muscles (Boileau et al. 2008).

✚ (Proeschel 2006), dans son étude décrite plus haut, compare **les angles de bordure** (« border angles »), soit l'angle obtenu lors du mouvement de latérocclusion (ou angle maximal permis par le glissement des cuspidés), avec **les angles masticatoires** (« chewing angles ») d'ouverture et de fermeture.

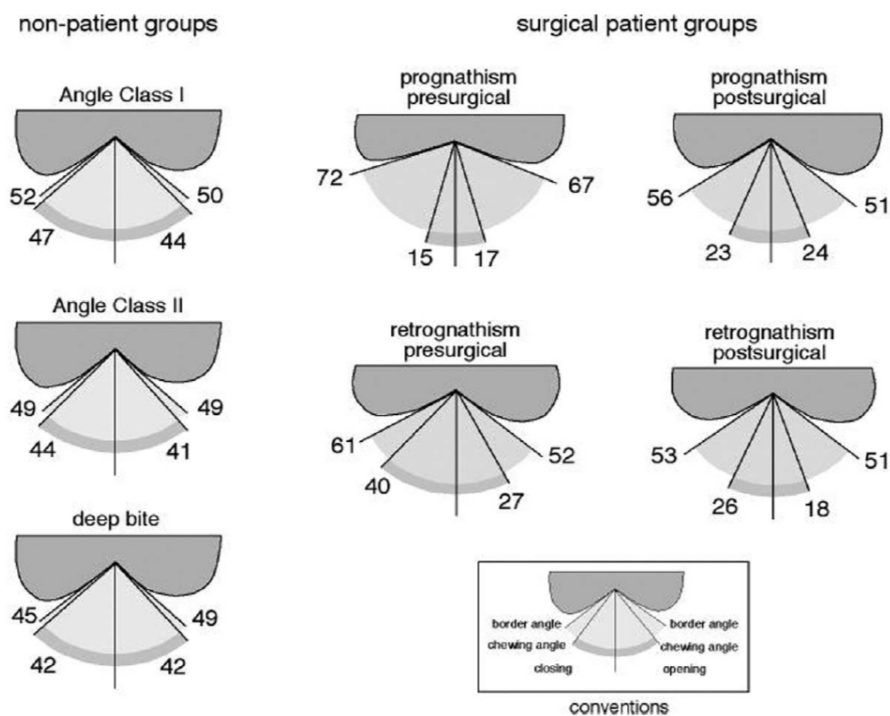


Figure 20 - Comparaison des angles de bordure (tracés les plus externes) et de mastication chez les patients en classe I, II, deep bite, prognathes et rétrognathes pré et postchirurgicaux (+6mois) (Proeschel 2006)

Il montre que 60 % des patients présentent une **corrélation entre leur angle de mastication et leur angle de bordure**, pourcentage confirmé par d'autres études. Chez les sujets sains, cette corrélation évoque l'utilisation de la guidance occlusale, ce qui pourrait être corrélé à une bonne efficacité masticatoire.

Chez les patients en classe II et supraclusion, les deux angles coïncident, comme en classe I. Chez les prognathes et rétrognathes, l'angle de bordure était beaucoup plus plat qu'en classe I avant la chirurgie, et l'angle masticatoire plus aigu. Après chirurgie, l'angle de bordure se normalise, mais l'angle masticatoire n'est pas significativement modifié et reste étroit. Cela est contredit par l'étude de (Kubota et al. 2015) précédemment décrite qui montre une augmentation significative de la largeur des cycles après chirurgie orthognatique de patients classe III, bien que toujours inférieure à celle du groupe contrôle.

II.4.2 La performance masticatoire

✚ Toujours selon (Proeschel 2006), certaines **formes de cycles** peuvent être considérées comme pathologiques car **associées à des malocclusions elles-mêmes liées à une faible force masticatoire**. Suivant sa classification, les patterns D, ED, E1, E2 (cf fig. 12) doivent être considérés comme anormaux, surtout D qui traduit un mouvement d'évitement. Par ailleurs, certaines formes de cycles sont majoritairement retrouvées chez les patients en normocclusion (patterns A et B). Cependant, son étude montre que même après correction de la classe d'Angle et des rapports occlusaux, les patients peuvent conserver leurs cycles inversés dits « anormaux ». Ces patterns ne sont donc pas incompatibles avec une occlusion normale. A l'inverse, les patients de classes II possèdent les mêmes patterns que les sujets de classe I, mais une performance masticatoire altérée. L'auteur conclue qu'un pattern seul n'est pas pathognomonique d'une occlusion fonctionnelle ou dysfonctionnelle.

✚ Une malocclusion pourrait altérer l'activité musculaire, qui se normaliserait après traitement (Piancino et al. 2016).

✚ (Kobayashi et al. 2009b) et (Watanabe et al. 2011) comparent la performance masticatoire en mesurant l'extraction de glucose. Cette dernière était augmentée pour les cycles masticatoire à **trajet de fermeture convexe**, associée à une **plus forte activité des masséters** et une meilleure stabilité de trajectoire et de rythme masticatoire. Comme décrit plus haut, ces patterns convexes sont caractérisés par **l'absence de contacts non travaillants**. Les auteurs concluent que les patterns convexes, avaient une fonction masticatoire supérieure, associée à l'absence de contacts non travaillants.

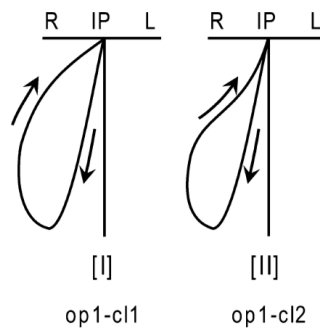


Figure 21 – chemin d'ouverture convexe (cl1) et concave (cl2) (Shiga et al. 2009)

✚ (Uesugi et Shiga 2017) ont démontré sur 30 sujets, l'existence d'une corrélation entre la performance masticatoire et **l'amplitude latérale du mouvement de mastication**. Ils observent une amélioration significative de la quantité de glucose extraite avec l'augmentation de la latéralité, mais uniquement jusqu'à 3 mm. Au-delà, la performance masticatoire diminue. Il semblerait donc qu'il existe une fourchette de valeurs de latéralités optimale.

II.4.3 Les symptômes cliniques

Une première étape du diagnostic pourrait être **l'absence de signes cliniques lors de la palpation musculaire et articulaire**, ainsi que d'anomalies du trajet d'ouverture et de fermeture mandibulaire, à l'instar de ce qui est recommandé pour cautionner une relation maxillo-mandibulaire statique de référence. Une fermeture du champ fonctionnel pourrait pour certains être à l'origine de douleurs rétro-condyliennes, de spasmes musculaires, voire possiblement de céphalées (Romerowski 2016). A cela s'ajouterait l'impression subjective d'être « enfermé dans une boîte ». Pour (Le Texier 2018), **la cohérence des axes dentaires des molaires maxillaires et mandibulaires** signent généralement un champ fonctionnel correct, sauf, exceptionnellement en cas de morphologies occlusales naturellement trop accentuées. Cependant, les patients peuvent avoir un champ fonctionnel étroit sans pour autant que cela génère des contraintes. La validation d'un champ fonctionnel est donc essentiellement clinique.

L'auteur propose une méthode d'analyse occlusale cinématique sur articulateur. Il s'agit avant tout d'avoir mis le patient en position de détente neuromusculaire aidé par le port d'une gouttière plate et plane de type SLT. Puis à l'aide d'un thermoformage maxillaire, le praticien place trois murs en résine volontairement abrupts, en position des incisives médiales maxillaires et des canines de part et d'autre. Guidé par le confort subjectif du patient, les murs sont

progressivement corrigés par soustraction en palatin jusqu'à ce que le patient ne ressente plus de gêne. Cette gouttière sert alors à la programmation de la table incisive. Puis, les modèles peuvent être analysés selon cette programmation, à la recherche d'un contact interférent. Cette méthode d'appréciation du champ fonctionnel par soustraction est la même que celle utilisée pour régler les faces palatines d'un bridge provisoire antérieur.

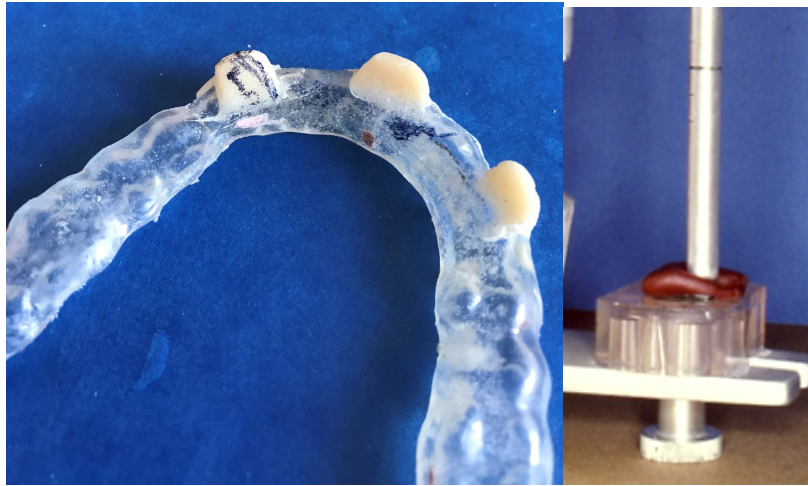


Figure 22 - gouttière d'enregistrement cinématique et programmation de la table incisive à l'aide d'une pâte thermoplastique (Le Texier 2018).

Ces études fournissent des éléments de réflexion sur la validation d'un champ fonctionnel d'après la cinématique mandibulaire, au travers de l'étude du cycle masticatoire. On relève :

- La régularité de rythme et de trajectoire
- Le retour en OIM
- La durée du cycle
- La mastication alternée
- La cohérence angle bordure / masticatoire
- La forme du cycle
- L'activité musculaire
- L'efficacité masticatoire
- L'absence de contact non travaillant
- L'amplitude de la latéralité
- L'absence de signes cliniques de la neuromusculature

Synthèse de la partie II

La cinématique mandibulaire s'inscrit dans une enveloppe fonctionnelle **évolutive** avec la croissance, l'éruption dentaire, et au moins partiellement avec les modifications occlusales.

Bien qu'il existe une corrélation entre les différents paramètres occlusaux et le type de cycle masticatoire obtenu, elle n'est pas systématiquement obtenue après une modification occlusale (expérimentale, orthodontique, prothétique). A occlusion égale, il existe des **variations cinématiques individuelles** difficilement prévisibles uniquement par l'anatomie articulaire, dentaires ou les rapports céphalométriques.

Il semble que même après un traitement, les patients conservent une « **mémoire** » de leur cycle passé, signe que les informations cinématiques sont stockées et ne sont pas le résultat d'un simple accompagnement mécanique des structures dentaires.

Il existe des limites – floues – à l'adaptabilité de l'appareil manducateur face à une nouvelle enveloppe limite, au-delà desquelles on peut observer une altération de la régularité et de l'efficacité masticatoire, voire une symptomatologie clinique.

- ✚ **Quels sont les mécanismes neurologiques qui sous-tendent cette adaptabilité de mouvement ? Y a-t-il une mémoire neuronale de la cinématique mandibulaire acquise en denture naturelle ?**

III. Transmission nerveuse et rôle de la proprioception

III.1 L'innervation dentaire et parodontale

L'innervation somesthésique du maxillaire et de la mandibule, régie par les nerfs V2 et V3, a pour rôle la protection des structures orales et péri-orales. On la distingue de l'innervation autonome, qui contrôle la vascularisation.

Elle permet la perception mécanique et thermoalgique, informe sur les contraintes physiologiques et les agressions tissulaires et permet la « **proprioception** », c'est-à-dire le renseignement sur la position et le tonus des membres dans l'espace (Boucher et Braud 2014).

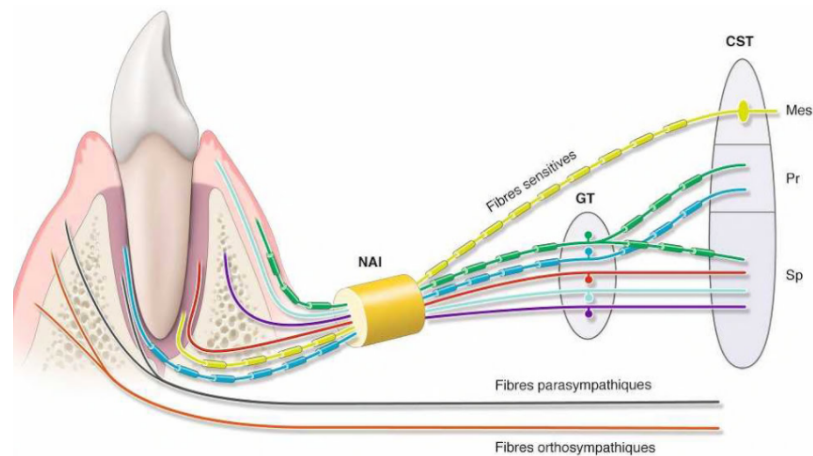


Figure 23 - Schéma de l'innervation parodontale (Boucher et Braud 2014)

La mécanoperception dentaire :

Différents récepteurs renseignent sur la position relative des arcades dentaires et sur les propriétés du bol alimentaire (Morquette et al. 2012) :

- les principaux mécanorécepteurs responsables de la perception dentaire sont les **Mécanorécepteurs Parodontaux (MRP)**, situés dans le desmodonte ;
- les fuseaux neuro-musculaires sont présents en grande quantité dans les muscles élévateurs. Plus la nourriture est dure, plus le rétrocontrôle est positif ;
- les récepteurs cutanés et pileux des commissures sont sensibles à l'étirement ;
- les récepteurs muqueux donnent plutôt une information sur la position du bolus ;
- les organes Golgi dans les tendons ;
- les récepteurs de la capsule de l'ATM ;
- le complexe dentine-émail, via les odontoblastes (Klineberg et al. 2012).

Les mécanorécepteurs sont situés sur les terminaisons périphériques des fibres nerveuses sensibles. Ils émettent des afférences vers le tronc cérébral, relayées ensuite au cerveau. C'est un rétrocontrôle sensoriel qui contribue à la discrimination intra-orale dans le contrôle de la cinématique mandibulaire.

Le schéma général de la transmission nerveuse s'organise ainsi :

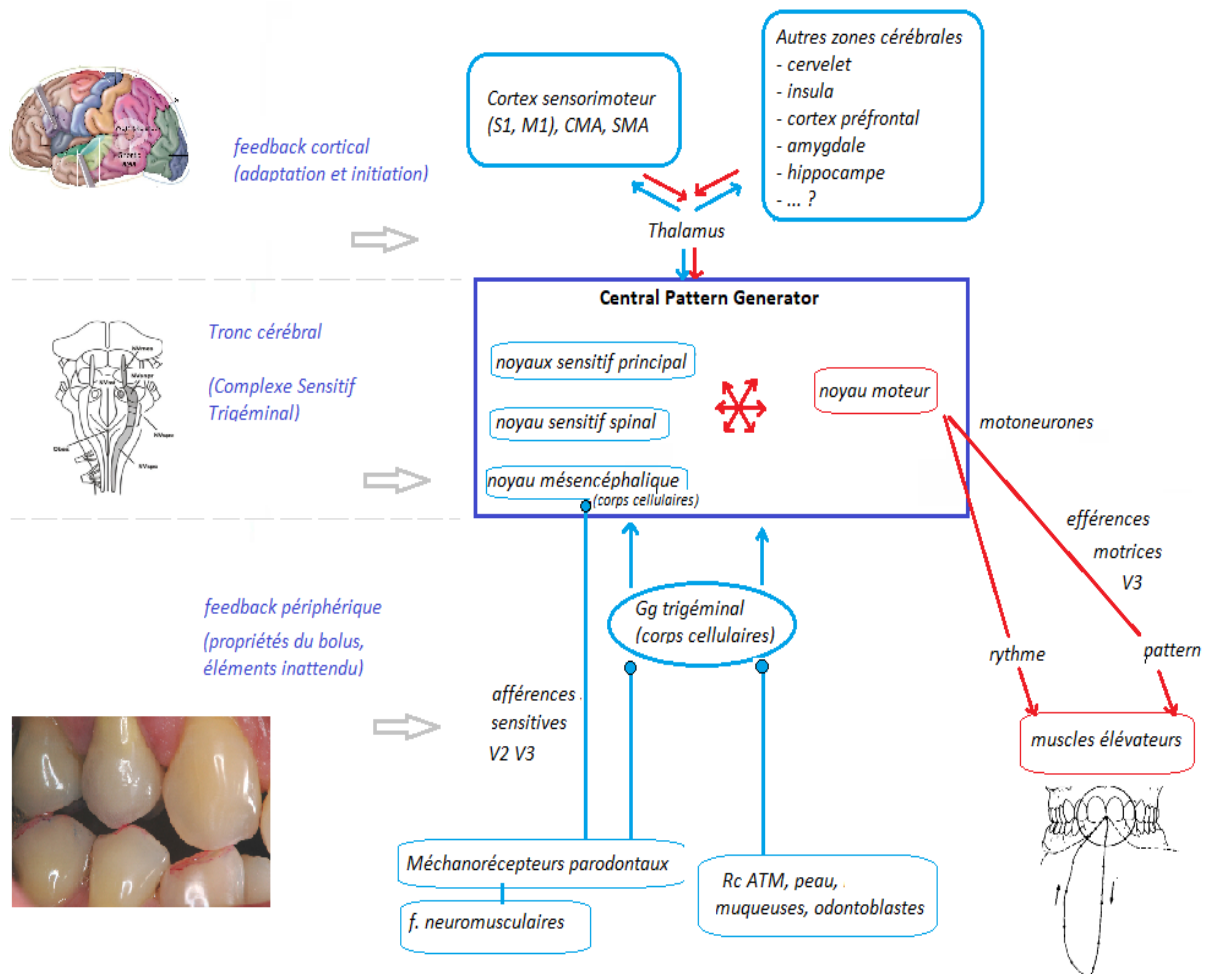


Figure 24 - schéma général de l'innervation sensitive (cf fig 4, 28, 31)

III.2 Les mécanorécepteurs parodontaux

III.2.1 Caractéristiques

✚ Structure des récepteurs

Les MRP sont des récepteurs de type Ruffini, à l'instar de ceux retrouvés dans les tendons, les ligaments, et les poils. Contrairement à ces derniers, les MRP ne sont pas encapsulés : à la

place, ils sont liés aux fibres de collagène du desmodonte, et s'activent sous **l'étirement** de ces fibres lors d'une contrainte. Leur vitesse d'activation est augmentée par rapport à leurs homologues cutanés. Leur maturation est concomitante à l'éruption dentaire (Boucher et Braud 2014a; Piacino et al. 2017).

Il existe deux types de terminaisons de Ruffini :

- les unités d'adaptation rapide de type I, pour lesquels le nombre de potentiels d'action (PA) augmente avec la vitesse d'adaptation du stimulus ;
- les unités d'adaptation lente de type II, pour lesquelles la fréquence d'impulsions augmente quand la magnitude du stimulus augmente. Leur activité perdure sur une longue période même après la fin du stimulus.

Les deux types sont dans le parodonte (Piacino et al. 2017), mais on retrouve une quasi-totalité de récepteurs de type II (Trulsson 2005). La majorité est spontanément active et décharge régulièrement en réponse aux charges maintenues sur les dents (Trulsson 2007; Boucher et Braud 2014).

Distribution

Leur densité est plus importante autour des dents antérieures, dans le tiers apical des racines et dans les directions des forces habituellement perçues sur la dent. Par exemple, les premières molaires mandibulaires sont sensibles aux forces disto-linguales, forces justement appliquées lors des fonctions orales (Klineberg et al. 2012).

Leur répartition peut évoluer avec le type de contrainte, par exemple lors d'un traitement orthodontique ou d'un trauma occlusal, ou encore au cours du vieillissement (Trulsson 2007; Piacino et al. 2017).

Sensibilité directionnelle

Les MRP encodent la direction spatiale de la charge appliquée : ils répondent à 2, voire 4 directions sur les 6 directions de l'espace. Un récepteur seul n'est donc pas précis sur la direction de la force, mais une population de MRP donne une information précise sur le vecteur de force, permettant au Système Nerveux Central (SNC) de déterminer l'origine précise du stimulus (Trulsson 2005, 2007; Boucher et Braud 2014a; Piacino et al. 2017).

Chaque dent possède une direction préférentielle de perception, corrélée aux types de forces habituellement perçues au cours des fonctions occlusales (Morquette et al. 2012). Les MRP des incisives répondent à de multiples vecteurs de stimulation, tandis que ceux des secteurs molaires répondent majoritairement aux forces verticales disto-linguales (Svensson et Trulsson 2015).

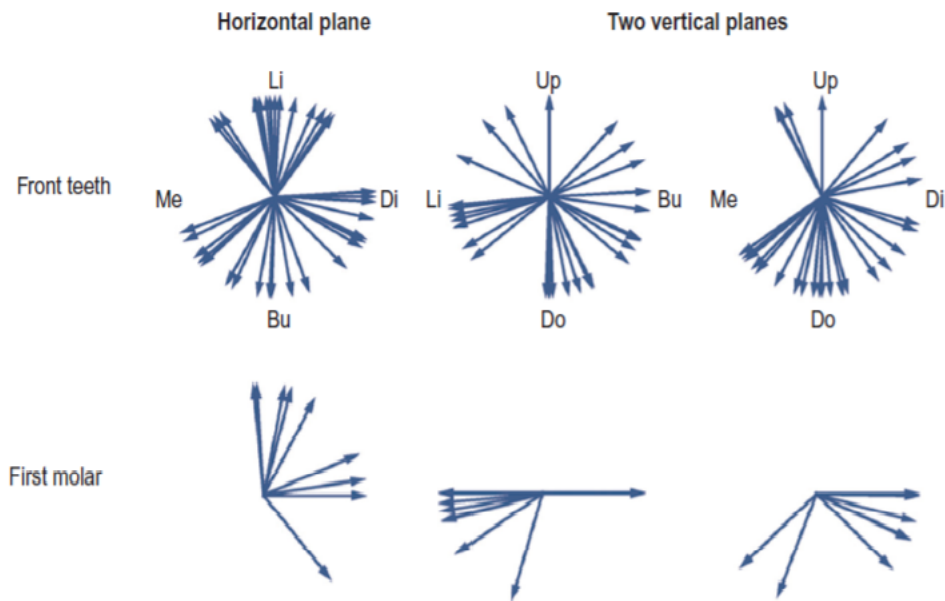


Figure 25 - les MRP ont une densité et une direction préférentielle d'activation différente selon les secteurs dentaires considérés (Svensson et Trulsson 2015)

✚ Champ récepteur

Les MRP répondent pour 2 à 4 dents adjacentes, du fait des contacts proximaux. Pour autant, la stimulation d'une dent particulière génère une plus grande activation de ses MRP propres, ce qui permet une précision de la perception (Boucher et Braud 2014).

✚ Seuil d'activation

Les MRP sont particulièrement sensibles aux forces faibles. Le seuil d'activation d'un MRP à adaptation lente est de 0,01 à 0,05 Newtons, soit 2-3 μm de déplacement (Piancino et al. 2017). Les dents antérieures ont un faible seuil de perception (<1N) tandis que les dents postérieures sont sensibles aux forces < 4 N (Klineberg et al. 2012).

✚ Saturation

Pour de très faibles forces, la plupart des MRP (de type II) peuvent détecter de très faibles variations d'intensité ($< 1\text{N}$ pour les dents antérieures, $< 4\text{N}$ en postérieur). En-deçà de ces seuils, le nombre de décharges des MRP augmente avec l'amplitude de la force perçue. Au-delà, les récepteurs saturent et la **sensibilité dynamique** (sensibilité aux variations de forces) diminue. Ainsi, il existe une plus grande sensibilité au changement de force pour les forces basses (Trulsson 2007; Trulsson et al. 2012).

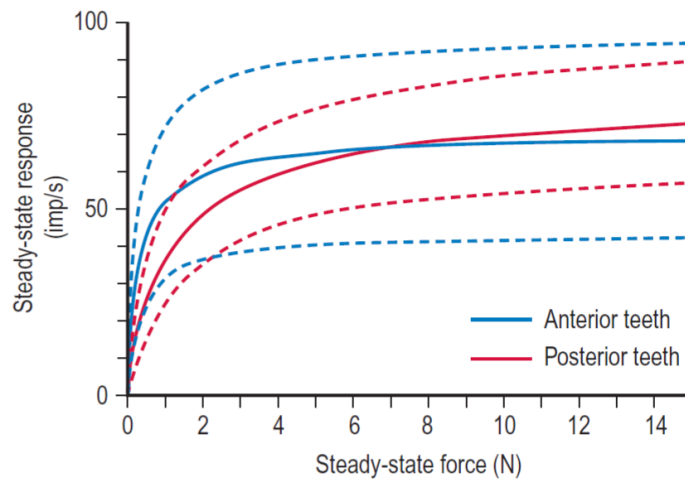


Figure 26 - relation entre la force (N) et la réponse des MRP (impulsion/seconde) sur dents antérieures (en bleu) et postérieures (en rouge). Pointillés : déviation standard. La courbe atteint un plateau à 1N pour les dents antérieures et 4N pour les dents postérieures (Svensson et Trulsson 2015)

III.2.2 Implications Fonctionnelles

✚ Manipulation précise

De par leur perception dans différentes directions de l'espace et leur plus faible seuil de sensibilité statique et dynamique, les dents antérieures sont parfaitement adaptées aux tâches de préhension et de manipulation précises. Les dents postérieures perçoivent des variations de forces sur des seuils plus élevés, ce qui est utile pour le contrôle du broiement des aliments.

Une étude chez l'animal (Inoue et al. 1989) montre que la section bilatérale des nerfs maxillaire et alvéolaire inférieur induit une diminution des excursions horizontales, de l'ouverture maximale, des contacts occlusaux pendant la mastication, de l'activité des muscles masticateurs, ainsi qu'une augmentation du nombre de cycles masticatoires, plus irréguliers.

Pour évaluer les conséquences cliniques de la privation d'afférence sensorielle parodontale, (Grigoriadis et al. 2017) ont étudié la précision de la manipulation buccale et les forces exercées chez les patients anesthésiés. L'étude est réalisée selon un protocole standardisé dit « **hold-and-split** », de préhension et de découpe en deux parties égales d'une dragée sphérique. Les patients anesthésiés présentent plus de risques de laisser échapper l'aliment, et leur découpe est moins précise (fig. 26). On observe des résultats comparables sur les patients avec une maladie parodontale (Johansson et al. 2006) ou réhabilités par PFCSI (Svensson et al. 2013), comme cela sera détaillé plus loin.

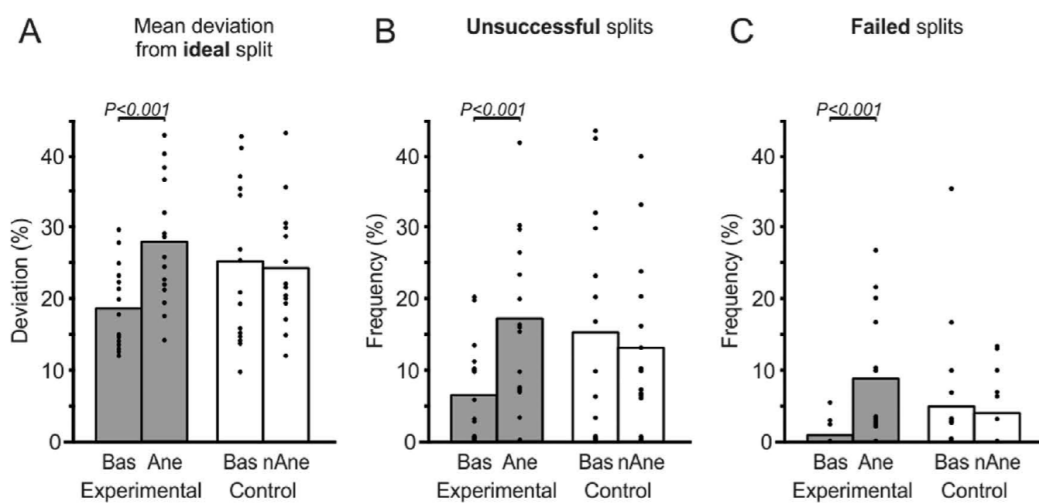


Figure 27 – précision de découpe chez les patients anesthésiés (Ane, gris) et contrôles (nAne, blanc) (Grigoriadis et al. 2017)

🍴 Texture des aliments

Pendant la phase de broiement, où de grandes forces masticatoires sont développées, la sensibilité dynamique apporte surtout une information sur les propriétés mécaniques de l'aliment et sur le pattern spatial de contact entre dent et aliment. Cela permet d'apprécier la texture pour anticiper les cycles suivants et s'adapter à la **dureté** du bolus, mais aussi de réagir face aux perturbations inattendues (noyaux, coquilles etc.) (Johnsen et al. 2007; Morquette et al. 2012; Boucher et Braud 2014).

Après la section des afférences parodontales, ou des fuseaux neuro-musculaires, l'activité électromyographique (EMG) augmente moins avec la dureté de l'aliment. Ce sont donc les deux éléments d'adaptation au bolus (Lund et Kolta 2006).

L'épaisseur des objets interposés entre les dents est déterminée par les MRP jusqu'à un certain point. A partir de 2-5 mm d'épaisseur, l'anesthésie parodontale n'influence plus la perception de l'épaisseur interposée. Cette dernière est prise en charge par les récepteurs musculaires et articulaires (Piancino et al. 2017).

Les autres récepteurs complètent également la perception tactile. La riche innervation mécanoréceptrice de la peau, des muqueuses orales, des lèvres etc. fournit des informations extéroceptives sur les aliments, mais également proprioceptives (contact labial, changement de pression d'air pendant la phonation, déformations cutanées et muqueuses accompagnants les mouvements mandibulaires) (Svensson et Trulsson 2015).

Activité musculaire et cinématique mandibulaire

Les informations desmodontales peuvent moduler les cycles masticatoires générés dans le tronc cérébral. L'activité musculaire nécessaire pour couper un aliment et le type de cycle masticatoire approprié sont paramétrés à l'avance grâce aux informations sensibles du cycle précédent. La déafférentation n'empêche pas la mastication, mais entraîne une altération de la force de mastication et de la forme des cycles, donc de la coordination masticatrice (Boucher et Braud 2014; Piancino et al. 2017).

Lors d'une tâche de « hold and split », les patients anesthésiés ont une force de préhension des aliments augmentée et plus variable, une activité électromyographique augmentée mais une force de découpe inchangée (Johnsen et al. 2007; Kumar et al. 2017). (Grigoriadis et al. 2017) n'observent cependant pas d'altération significative ni de la vitesse du mouvement, ni du positionnement de la mandibule.

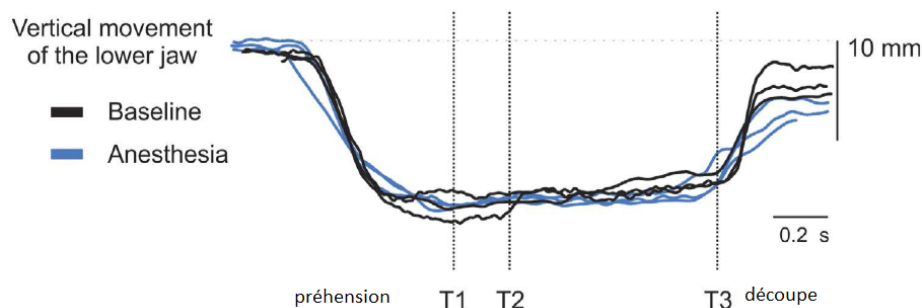


Figure 28 – Les mouvements mandibulaires lors d'un « hold-and-split » sont similaires avant et après anesthésie (Grigoriadis et al. 2017)

Les MRP apportent des informations précises sur la direction, la localisation, l'intensité et la variation de la force perçue. Ils sont essentiels au contrôle moteur fin de la mandibule dans l'exercice de forces faibles, et influencent la cinématique mandibulaire et l'activité musculaire. Les expériences de préhension-découpe montrent pourtant une permanence du mouvement mandibulaire sous anesthésie.

Ces récepteurs sont responsables de l'adaptabilité du cycle masticatoire décrite en II.3.2.

III.3 Le ganglion trigéminal

Les afférences sensorielles atteignent le Ganglion Trigéminal (GT). Celui-ci contient la moitié des corps cellulaires des afférences issues des MRP et des fuseaux neuro-musculaires des muscles élévateurs, ainsi que les corps cellulaires de la plupart des neurones sensitifs faciaux. Les autres ont leurs corps cellulaires directement dans le noyau mésencéphalique du tronc cérébral. Les signaux afférents intègrent dans le GT une représentation somatotopique (Westberg et Kolta 2011; Piacino et al. 2017).

III.4 Le complexe sensitif trigéminal

Les neurones atteignent ensuite le tronc cérébral où ils s'insèrent dans le **Complexe Sensitif Trigéminal (CST)**. Le nerf trijumeau V est associé aux noyaux sensitifs (principal, spinal, mésencéphalique), moteur et prémoteur du CST. Ces noyaux trigéminaux possèdent une cartographie des afférences dent par dent (Morquette et al. 2012). Les incisives et canines possèdent une projection ipsilatérale importante mais aussi croisée.

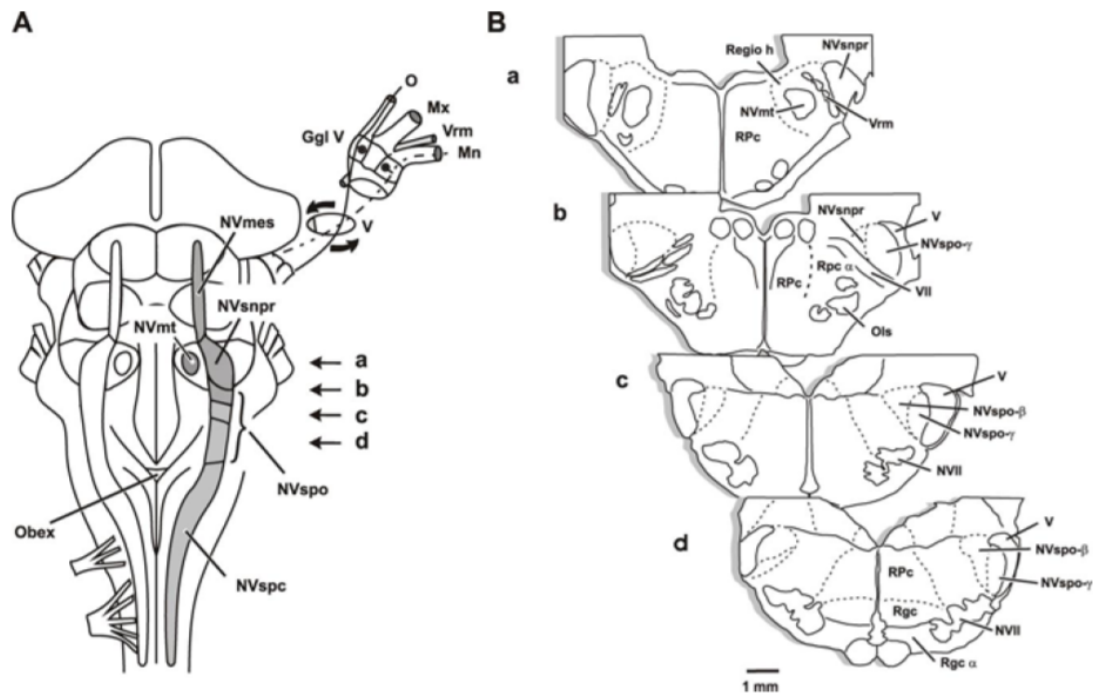


Figure 29 - d'après Landgren et Olsson 1977 – le CST dans le tronc cérébral en vue dorsale (A) et en coupes (B) Ggl V – ganglion trigéminal ; Mn – nerf mandibulaire ; Mx – nerf maxillaire ; NVsnpr – noyau principal ; NVspo – noyau spinal ; NVmt – noyau moteur ; NVII – noyau du VII (Westberg et Kolta 2011)

III.4.1 Les noyaux sensitifs

✚ Le Noyau Mésencéphalique (Nmes)

Il contient l'autre moitié des corps cellulaires des neurones sensitifs des MRP et ceux des fuseaux neuro-musculaires des muscles masticateurs (Westberg et Kolta 2011; Piancino et al. 2017). La proportion d'afférences parodontales originaires du GT ou du Nmes dépend de la localisation de la dent sur l'arcade et de la zone radulaire (les molaires sont peu représentées dans le GT, les afférences Nmes sont plutôt dans le tiers apical radulaire et celles du GT dans le tiers médian).

La double origine des neurones sensitifs pourrait leur conférer une fonction différente selon leur provenance. Il y a une activation des afférences issues du GT notamment pendant la phase de réduction du bol alimentaire (Piancino et al. 2017).

Le Nmes reçoit des influx périphériques, mais aussi des autres noyaux du CST et de nombreuses aires cérébrales (Morquette et al. 2012). Ses efférences vont aux motoneurons du noyau moteur, aux autres noyaux et au cervelet (Morquette et al. 2012).

D'après Tabata 2012, les afférences ayant leur corps cellulaire dans le GT arrivent à la conscience via le thalamus et le cortex. Ceux du Nmes conduisent à des réflexes inconscients via le cervelet (Piancino et al. 2017).

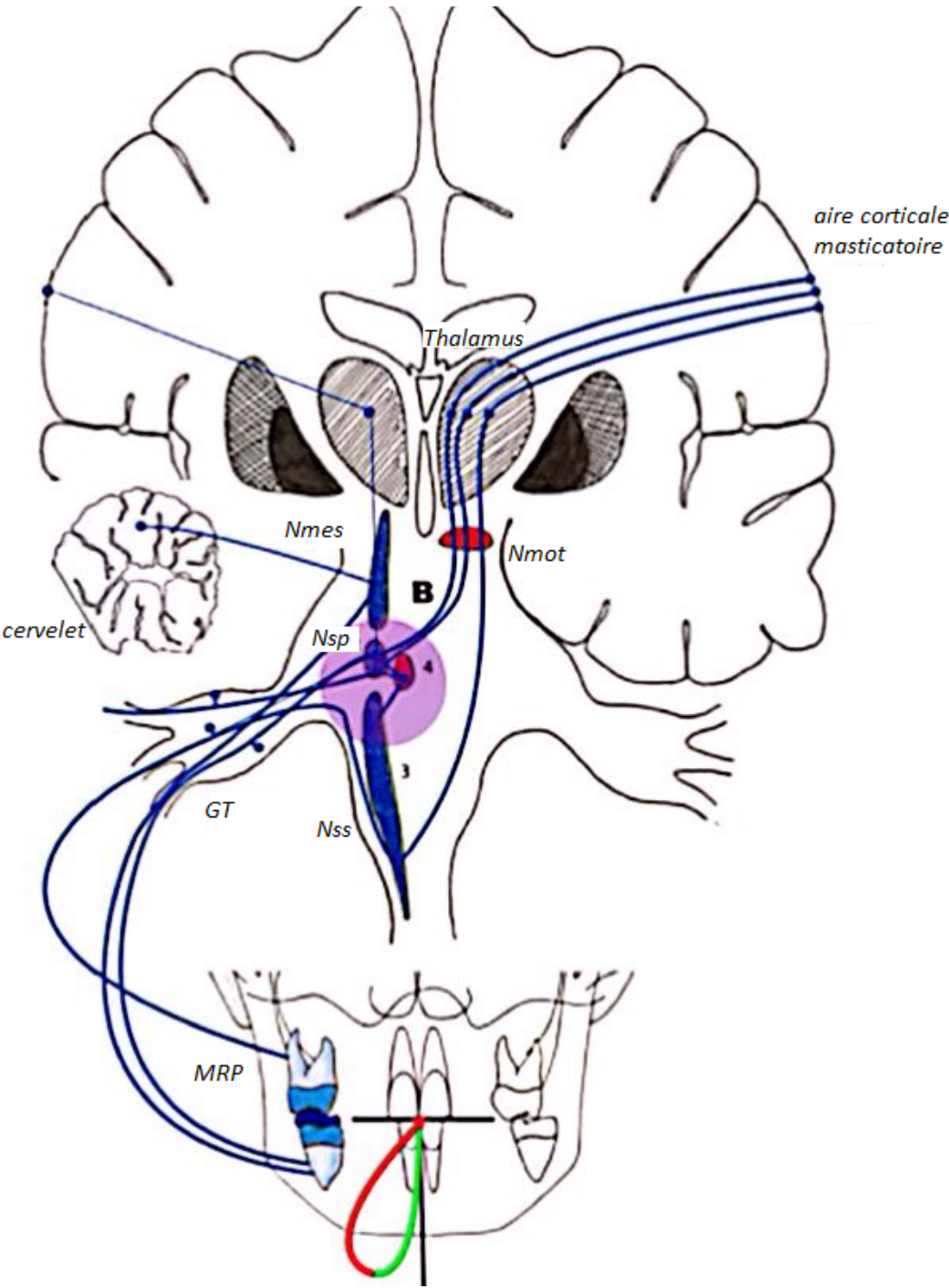


Figure 30 - représentation schématique des afférences sensorielles (Piancino et al. 2017)

✚ Le Noyau Sensitif Principal (Nsp)

Le Nsp reçoit les afférences des différents récepteurs sensitifs (MRP, muscles, peau, muqueuses, poils, ATM) organisées selon une projection somatotopique. Il récupère également les informations descendantes issues du Cortex somatosensoriel primaire (S1), du Cortex moteur primaire (M1) et de l'Aire Corticale Masticatoire (CMA) (Westberg et Kolta 2011; Morquette et al. 2012).

Il est ensuite un relai sensitif de second ordre dans le trajet trigémino-thalamique vers le cortex sensorimoteur et le cervelet. Il a également des connexions locales avec les autres noyaux (Nmot, Nmes, noyau du VII) (Morquette et al. 2012).

Tsuboï et al. ont montré que les neurones du Nsp activés à l'ouverture mandibulaire recevaient un rétrocontrôle parodontal, tandis que ceux activés à la fermeture étaient excités par les afférences des fuseaux neuro-musculaires (Lund et Kolta 2006).

✚ Le Noyau Spinal (Nss)

Il reçoit également les afférences desmodontales et corticales (M1, S1, CMA), mais aussi l'innervation thermoalgique. Il s'organise en somatotopie inversée (Westberg et Kolta 2011). Puis ses afférences sont envoyées au thalamus, au cervelet, au noyau moteur. Il joue un rôle déterminant dans l'organisation du réflexe trigéminal et dans la transmission de l'information sensorielle au cervelet (Morquette et al. 2012).

III.4.2 Le noyau moteur (Nmot)

C'est le noyau contenant les corps cellulaires des motoneurones gamma des muscles élévateurs (vers les fuseaux neuro-musculaires), ainsi que les autres motoneurones des muscles masticateurs sauf le ventre postérieur du digastrique (innervé par le VII) (Westberg et Kolta 2011; Morquette et al. 2012). La réponse motrice est influencée par les afférences des autres noyaux du CST et par les modulations de différentes régions cérébrales.

III.5 Le cortex

✚ Les afférences

Depuis les noyaux sensitifs, l'information est ensuite transmise dans différentes zones supra-médullaires. Les projections parviennent via le thalamus au **cortex sensorimoteur**, composé de l'**aire motrice primaire M1** et de l'**aire sensitive primaire S1**, et à l'**Aire Corticale Masticatoire (CMA)**. La CMA possède une représentation kinésiotropique du mouvement, découverte par Lund en 1984. Cette représentation corticale est cependant moins détaillée, par demi-arcades (Westberg et Kolta 2011; Piacino et al. 2017).

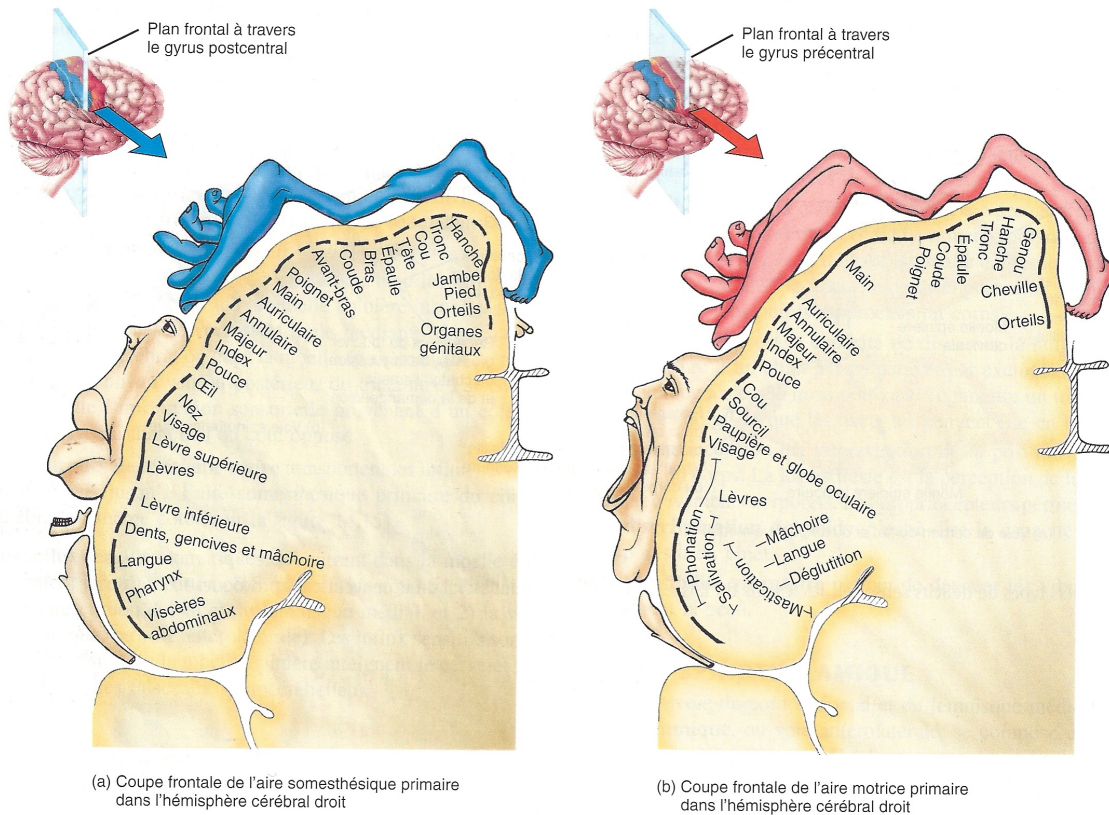


Figure 31- représentation de l'homunculus dans le cortex sensitif (bleu, gyrus post-central), et moteur (rouge, gyrus précentral). La sphère orale est localisée sur la partie inférieure (<https://evnh.org/sudbury/domaines/mains>)

D'autres zones cérébrales seraient également impliquées, d'après des études par Stimulation Magnétique Transcrânienne (TMS) chez l'humain : le cortex prémoteur, la Supplementary Motor Area (SMA), l'insula et le gyrus cingulaire antérieur (fig. 31). Leur activation diffère selon le type de mouvement (mastication, déglutition, grincement) (Squire 2009). Une étude

d'Imagerie par Résonance Magnétique fonctionnelle (IRMf) durant la mastication rapporte également l'activation bilatérale des signaux dans le cortex sensorimoteur, le cervelet, le thalamus, la SMA, l'insula, et une augmentation unilatérale dans l'aire préfrontale droite (Onozuka et al. 2003).

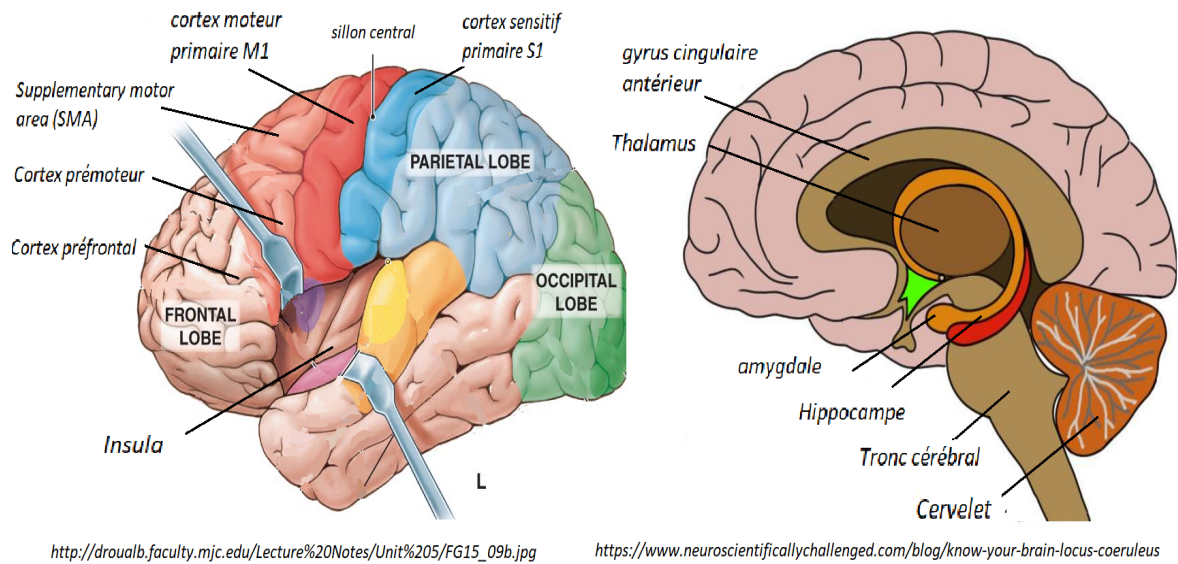


Figure 32- cortex cérébral et système limbique

✚ Les efférences

Les aires corticales (CMA, M1, S1) renvoient à leur tour des influx nerveux vers les noyaux trigéminaux, pour enfin aboutir au noyau moteur, duquel partent les motoneurons vers les muscles masticateurs. S1 est responsable de la somatosensation et exerce une influence sur M1 (Trulsson et al. 2012). Il est suggéré que les mouvements rythmiques et semi-automatiques masticatoires peuvent être initiés autant pas M1 que par S1 (Kumar et al. 2018).

Diverses études, notamment chez l'humain, ont permis de déterminer le rôle de ce rétrocontrôle : la stimulation de la CMA chez l'humain induit une activité des muscles masticateurs. On sait aussi depuis 1923 par Bremer que la stimulation de certaines zones corticales induit différents patterns de mastication. D'après Lund, selon la zone de la CMA activée on obtient un cycle masticatoire préparatoire ou de réduction (Westberg et Kolta 2011).

L'ablation de la CMA ou de M1 génère des difficultés à initier la mastication, à manipuler le bolus, rallonge le processus masticatoire et diminue l'efficacité masticatoire. Le pattern de mouvement mandibulaire est essentiellement similaire (Inoue et al. 1989; Trulsson et al. 2012).

Les afférences corticales ont donc pour objectif **d'initier le mouvement, de coordonner la mastication, et de s'adapter à la dureté du bolus** (Piancino et al. 2017).

Le cortex sensorimoteur (M1 et S1) est également impliqué dans **l'apprentissage de nouvelles tâches motrices**. Chez l'humain, sur dents antérieures saines, l'entraînement à une tâche de manipulation induit des signes de changements neuroplastiques dans les voies corticomotrices (Kumar et al. 2015; Zhang et al. 2016). Même de très légers changements de forme dentaire, ou une altération d'un tissu oral, conduisent rapidement à une modification structurelle et fonctionnelle, à court ou long terme, dans le cortex somatosensoriel, intimement lié au contrôle moteur (Trulsson et al. 2012).

III.6 Le Central Pattern Generator

Ces études montrent qu'en cas de déafférenciation des messages périphériques ou corticaux, la mastication peut tout de même exister, bien que perturbée. Il existe donc, indépendamment des influences périphériques et corticales, une entité responsable de la génération de la mastication.

La mastication est une activité rythmique basique, à l'instar de la respiration ou de la locomotion, déterminée par un réseau neuronal appelé le Central Pattern Generator (CPG). Le CPG est localisé dans le Tronc Cérébral (TC), principalement dans le CST.

D'après Rossignol en 1994, le CPG est défini comme « un ensemble d'éléments neuronaux dont les propriétés et les connexions donnent naissance aux patterns caractéristiques de l'activité rythmique en l'absence de rétrocontrôle externe » (Nakamura et Katakura 1995).

Il y a donc un pattern basique généré par le CPG, retrouvé chez les décérébrés, que viennent moduler le feedback sensitif (desmodontal et musculaire principalement), les afférences corticales (M1, S1, CMA) et d'autres zones cérébrales (Morquette et al. 2012).

Il existe deux stratégies, d'après Ottenhof en 1992, pour optimiser la force de morsure :

- la stratégie du « feed forward » prédictif, principalement effectuée par le cortex, permet d'anticiper la résistance du bolus pour le cycle masticatoire suivant ;
- puis celle du « feedback », grâce aux informations enregistrées pendant la morsure par les récepteurs périphériques.

Les commandes supra-médullaires pré-programment le pattern, et celui-ci est ensuite ajusté suivant le rétrocontrôle sensitif, aux changements de texture, de dureté, et aux perturbations inattendues (Westberg et Kolta 2011; Kumar et al. 2018).

Différents éléments suggèrent que le CPG est divisé fonctionnellement en deux groupes neuronaux : l'un gérant le **rythme masticatoire**, donnant l'alternance rythmique entre l'ouverture et la fermeture mandibulaire (Central Rythm Generator) ; l'autre générant le **pattern spatio-temporel** de l'activité mandibulaire, linguale et des muscles faciaux. Selon Lund en 1984, le rythme et les mouvements mandibulaires rythmiques peuvent être variés indépendamment l'un de l'autre. Il montre que chez le lapin, un point de stimulation cortical augmente le rythme masticatoire sans modifier le mouvement, et un autre augmente l'amplitude de mouvement et l'activité musculaire sans modifier la fréquence de mastication (Nakamura et Katakura 1995). C'est le modèle actuellement proposé (Westberg et Kolta 2011).

✚ Génération du rythme

Une population de neurones entre le Nmot et le noyau du VII, et autour du Nsp, avec des propriétés intrinsèques de décharges rythmiques, reçoivent les afférences intra-orales et se déclenchent en rythme d'après tsuboi 2003 (Morquette et al. 2012).

Un groupe d'interneurones a été identifié près du noyau sensitif principal, avec des capacités intrinsèques de dépolarisation rythmique. Il jouerait le rôle de pacemaker, en convertissant le rétrocontrôle sensoriel en commande rythmique pour les motoneurones de la mastication. Cette hypothèse est appuyée par les afférences périphériques massives des MRP et des fuseaux neuromusculaires vers cette zone. De plus, leur fréquence optimale d'activation est de 40-60 Hz, qui est la fréquence des potentiels d'action émis par les MRP.

Chez l'humain, la fréquence de mastication est un paramètre quasiment constant très faiblement influencé par les propriétés de l'aliment d'après Lund (Westberg et Kolta 2011).

✚ Génération du pattern

Certains interneurons reçoivent des afférences périphériques et cérébrales. Leur activité et leur fréquence d'activation changent en fonction du pattern d'activité masticatoire. On estime qu'ils contribuent à la génération de différents patterns d'activation, d'après Lund 1998 (Westberg et Kolta 2011).

Synthèse de la partie III

La fonction occlusale est orchestrée par un réseau neuronal, le Central Pattern Generator, situé dans le tronc cérébral. Elle est modulée par deux grands rétrocontrôles : celui des afférences sensibles périphériques, notamment issues du parodonte et des muscles, et les afférences corticales. Tous deux permettent d'anticiper le mouvement à réaliser puis de l'adapter en fonction des informations perçues (aliment, contact dentaire etc.). Les MRP sont particulièrement impliqués dans le contrôle et la coordination des muscles masticateurs, et déterminent le processus fonctionnel d'adaptation et de compensation physiologique ou pathologique (Piancino et al. 2017).

Nous voyons donc que la cinématique mandibulaire ne correspond pas à un programme unique et figé, stocké dans les voies nerveuses comme une simple donnée, mais qu'il s'agit au contraire d'un système adaptatif et modulable. Il n'y a donc pas « Une » cinématique de référence unique d'un point de vue neurologique, à l'instar de la relation maxillo-mandibulaire statique de référence. Quant à savoir si nos habitudes fonctionnelles – ou même simplement leur enveloppe de mouvement – sont gravées dans le CPG, il manque encore les données neurophysiologiques pour conclure.

Nous avons décrit le volume fonctionnel, et ses variables anatomiques et physiologiques, en denture naturelle. A présent, intéressons-nous à son évolution en Prothèse Fixée Complète sur Implants (PFCSI). Ici se posent deux problématiques : la première, d'ordre biologique, relative aux conséquences de la perte des dents sur les limites de l'enveloppe fonctionnelle, la proprioception et l'adaptabilité du mouvement ; la seconde est celle de la pérennité mécanique du système implantaire.

✚ Quelles sont les spécificités cliniques en PFCSI, pour quelles conséquences ?

IV. Réhabilitation fonctionnelle occlusale en PFCSI

IV.1 Les spécificités cliniques

Le système implantaire est composé de la prothèse, du joint de ciment ou de la vis de transvissage, de la vis de pilier, de l'os marginal, de l'interface implant-os, et de l'implant. Ce système est ostéo-intégré, c'est-à-dire ankylosé. Ces particularités impliquent plusieurs conséquences cliniques (Kim et al. 2005; Misch E. 2015; Sheridan et al. 2016).

IV.1.1 Différences dues à l'absence de ligament parodontal

La dent possède un ligament parodontal : celui-ci permet, par les propriétés viscoélastiques, **l'amortissement des chocs** et la distribution du stress. Les forces latérales sont redistribuées dans le tiers apical. L'absence de ligament autour de l'implant induit une augmentation des contraintes transmises à l'interface osseuse.

L'ankylose implique également une **mobilité axiale réduite** sur implant (25-100 μ m sur dent, 3 à 5 μ m sur implant). Cette mobilité s'accroît en denture naturelle lors d'une surcharge occlusale afin de la dissiper. Cette stratégie n'est plus possible en implanto-porté. Toutefois, l'absence d'enfoncement différentiel entre les différents piliers, comme c'est le cas en dento-porté ou en prothèse mixte, est un avantage lors de l'équilibration occlusale.

IV.1.2 Différences dues aux modifications neurologiques

La perte des dents et de leur desmodonte implique la perte des mécanorécepteurs parodontaux, et par conséquent de leur rétrocontrôle sensitif.

✚ **Seuil de perception**

Le seuil de perception d'une épaisseur interposée entre les arcades dentaires (**sensibilité active**) est variable selon les études [115 μ m ($SD = 258,5\mu$ m) en PFCSI contre 5.7 μ m ($SD = 1,9\mu$ m) sur dents selon (Luraschi et al. 2012) dans une étude sur 7 patients ; 14 μ m contre 10 μ m selon (Batista et al. 2008) sur 8 patients, 20 μ m selon (Enkling et al. 2012) mesuré entre implant et dent anesthésiée avec n=32]. Le seuil de perception d'une charge statique (ou **sensibilité**

tactile passive) est clairement altéré en PFCSI : d'après (Luraschi et al. 2012), ce seuil est 12.5 fois plus élevé en PFCSI qu'en denture naturelle (5.65 ± 1.15 N) vs (0.46 ± 0.07 N). Cependant cette valeur est moins représentative de la fonction normale (Mishra et al. 2016).

Les patients PFCSI ont de plus grande difficultés à comparer deux forces successives (entre 13 et 20N) d'amplitudes proches (séparées de 1 à 5N) d'après Gotfredsen (Trulsson et al. 2012).

La perception des contraintes occlusales est donc altérée, bien que toutefois meilleure qu'en prothèse amovible. Chez les porteurs de PAC, le passage à la PFCSI améliore la discrimination tactile et des fonctions masticatoires d'après Sessle 2005 (Yan et al. 2008). La sensibilité tactile pourrait s'améliorer avec le temps (Mishra et al. 2016).

Paradoxalement, le seuil de détection dynamique (vibrations, taper sur la dent, contact avec un objet dur) est quasiment similaire entre PFCSI et dents naturelles, et même supérieur à celui sur dents naturelles anesthésiées (Trulsson 2005; Svensson et Trulsson 2015).

La modification de la perception tactile sur implant a pour conséquence l'absence d'évitement d'un aliment dur inattendu, ou d'un contact prématuré.

✚ La force de préhension

Suivant un protocole de « hold-and-split », elle est augmentée et plus variable en PFCSI (Svensson et Trulsson 2011) mais également en prothèse supra-dentaire.

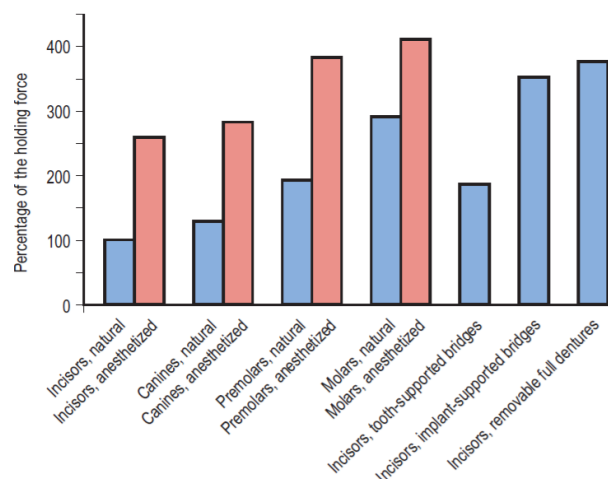


Figure 33 - comparaison des forces de préhension (d'une cacahuète) (Svensson et Trulsson 2015)

✚ **La force de grincement (clenching)** est augmentée en PFCSI (von der Gracht et al. 2017).

✚ **La force de morsure** est 60 à 200% supérieure à celle sur PAC (Trulsson et al. 2012). (Misch E. 2015) parle d'une force de morsure fonctionnelle 4 fois supérieure sur implants.

✚ **La force de découpe** n'est pas significativement augmentée (Svensson et Trulsson 2011).

Les expériences « hold-and-split » montrent des résultats assez similaires entre les bridges complets dento-portés et implanto-portés. C'est ce qui fait conclure à (Klineberg et al. 2012) qu'il n'y a pas de différence majeure dans la fonction – et donc potentiellement dans la réhabilitation – de ces types de prothèses.

✚ **L'adaptation de l'activité musculaire à la dureté de l'aliment**

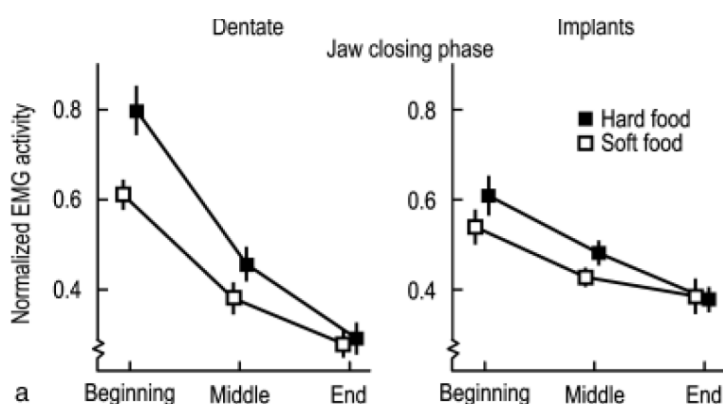


Figure 34 - comparaison de l'activité électromyographique normalisée moyenne sur 4 muscles masticateurs pendant la mastication d'aliment dur (noir) et mou (blanc), entre patients dentés et PFCSI (Grigoriadis et al. 2011)

Tout comme les sujets dentés, les patients en PFCSI ont une activité électromyographique augmentée pour les aliments durs. Cependant cette augmentation est significativement plus faible en début de mastication et diminue moins en fin de mastication (Grigoriadis et al. 2011; Svensson et Trulsson 2011). Les patients en PFCSI mâchent globalement avec le même pattern d'activité musculaire tout le long de la séquence, au lieu d'une réduction en fin de mastication chez les contrôles (Haraldson 1983; Boucher et Braud 2014).

✚ L'efficacité masticatoire

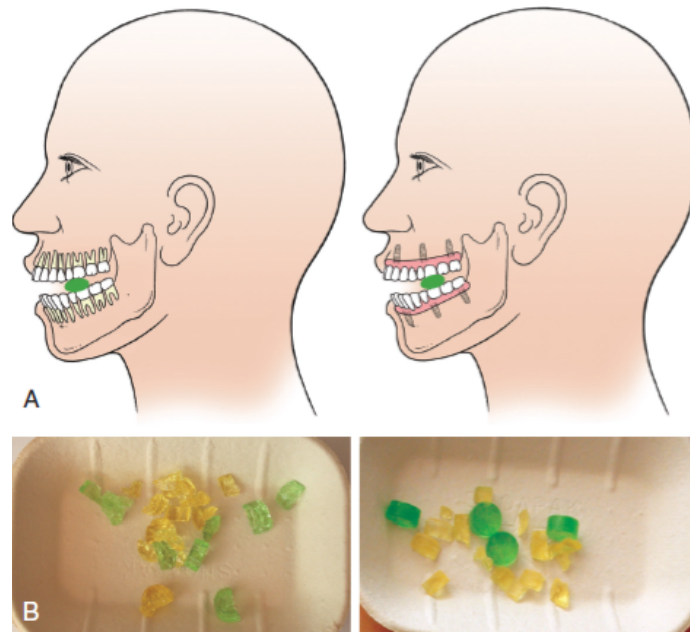


Figure 35 - fragmentation de gélatines dures (vertes) et molles (jaunes) au bout de 5 cycles masticatoires, chez les patients dentés et PFCSI (Svensson et Trulsson 2015)

L'efficacité masticatoire augmente au passage de PAC à PFCSI : un patient réhabilité par prothèse amovible doit mastiquer 4 à 8 fois plus pour obtenir une réduction alimentaire similaire (Trulsson et al. 2012).

En PFCSI, la performance masticatoire à 5 cycles est diminuée, pourtant le nombre de cycles masticatoires et la durée de mastication sont similaires en PFCSI et en denture naturelle (paramètres augmentés en PAC) (Grigoriadis et al. 2011). On suppose donc que les patients PFCSI avalent de plus gros morceaux. Cette altération peut s'expliquer par la perte de sensation mais également par la réduction du nombre de temps et de la largeur des tables occlusales.

✚ Le contrôle spatial

Les patients en PFCSI ont plus de difficultés dans la manipulation précise des aliments. Sur deux études (Svensson et al. 2013; Grigoriadis et al. 2016) évaluant la précision de découpe d'un aliment en deux parties égales, les patients réhabilités par bridge complet supra-dentaire ou supra-implantaire montraient des difficultés à maintenir l'aliment et à le couper précisément. Les résultats obtenus en PFCSI sont comparables à ceux de patients anesthésiés.

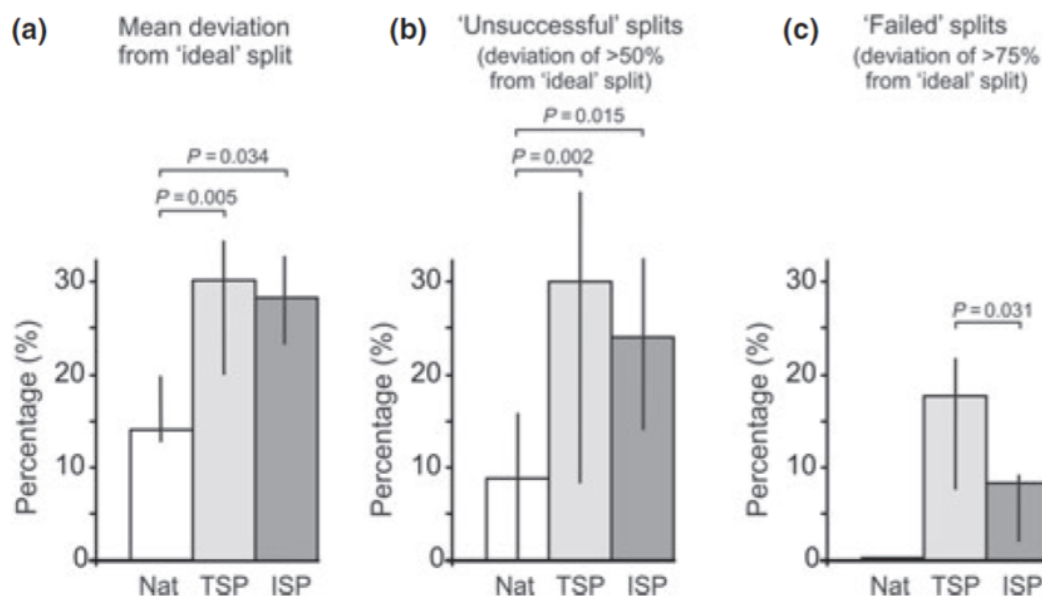


Figure 36 - comparaison des pourcentages de réussite d'une tâche de découpe d'une dragée en deux parties égales, en denture naturelle (Nat), en bridge complet fixe dento-porté (TSP) et PFCSI (ISP) (Svensson et al. 2013)



Figure 37- précision de découpe de dragées en deux parties égales, en denture naturelle, en bridge complet supra-dentaire et PFCSI (Svensson et Trulsson 2015)

✚ L'enveloppe fonctionnelle

(Grigoriadis et al. 2016) comparent le premier cycle masticatoire lors de la découpe d'une noisette, sur dent naturelle, en bridge dento-porté et en PFCSI. Si les phases d'ouvertures sont comparables, les trajectoires de fermeture pour les bridges dento-portés et implanto-portés sont plus irrégulières, avec des patterns étroits. Il y a une plus grande similarité entre les mouvements d'ouverture et de fermeture (qui devient moins latéral), ce qui serait une approche « plus sécurisée » de fermeture (Svensson et Trulsson 2015).



Figure 38 - comparaison des premiers cycles masticatoires en vue frontale jusqu'à la découpe de la noisette, en denture naturelle, bridge dento-porté et PFCSI (Grigoriadis et al. 2016)

Concernant les capacités d'adaptation du mouvement, l'augmentation de la dureté de l'aliment en PFCSI n'augmente pas l'amplitude verticale et latérale du mouvement, comme on l'observe en denture naturelle (Grigoriadis et al. 2011).

L'adaptation du champ fonctionnel à l'anatomie occlusale n'est pas systématique (Hüe et Berteretche 2003). D'après Yoshida 1988, chez certains patients réhabilités par PAC, le cycle masticatoire est influencé par la morphologie occlusale des dents prothétiques, chez d'autres ce cycle est invariable quel que soit l'angulation cuspidienne donnée. Il est donc difficile en PAC de prédire l'adaptation d'un patient à un nouveau champ fonctionnel.

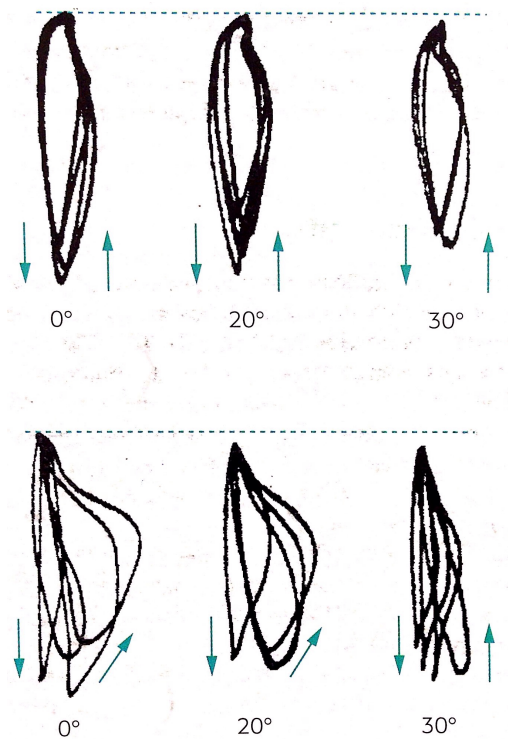


Figure 39 - le changement d'angulation cuspidienne en PAC peut modifier ou non la largeur du cycle masticatoire (Hüe et Berteretche 2003)

La rééducation des mouvements de phonation semble plus lente. (Trulsson et al. 2012) rapportent l'étude de Lundqvist 1993 : après une altération initiale de la phonation, les 21 sujets en PFCSI déclaraient 92% de satisfaction à 3 ans concernant leur élocution.

IV.1.3 Différences dues à la conception biomécanique

- ✚ Les morphologies radiculaires dentaires sont naturellement adaptées au type de contrainte subie par la dent concernée. Les implants sont quant à eux de section circulaire, dans un but chirurgical, et d'un diamètre dépendant adapté à la disponibilité osseuse.
- ✚ Les dents naturelles sont mises en charge progressivement : il y a une adaptation progressive de la qualité osseuse autour des dents jusqu'à la fin de l'éruption et la mise en occlusion. La prothèse implantaire est mise en occlusion directement et l'os autour n'a pas le temps de s'adapter.
- ✚ La dentine possède un module d'élasticité proche de l'os cortical, tandis que celui de l'implant est 5 à 10 fois supérieur. Or, plus cette différence existe, plus le stress mécanique se concentre à l'endroit où les deux matériaux se rencontrent en premier : ici, la crête osseuse.
- ✚ En cas de contact prématuré, la dent peut présenter une mobilité accrue et des signes au niveau de l'émail (lignes de stress, usure, abfraction) contrairement à la céramique. Radiographiquement la dent peut présenter un épaissement réversible du ligament parodontal. Le diagnostic clinique de prématurité est plus difficile sur implant, car il y a moins de signes avant-coureurs. La perte osseuse péri-implantaire ne signe pas un problème d'origine occlusale exclusivement ; le lien de causalité entre contrainte occlusale et perte osseuse crestale fait encore débat (Gross et al. 2015).

Récapitulatif des différences entre denture naturelle et PFCSI, d'après (Kim et al. 2005; Sheridan et al. 2016) :

	Dents	Implants
Ancrage	Ligament parodontal (MRP)	Ankylose
Seuil de perception	20 µm - 11gf	48µm - 100gf
Force de morsure, préhension, clenching	Cf tableau 1	Augmentées
Adaptation à la dureté de l'aliment	Augmentation de l'activité musculaire	Activité moins augmentée
Mobilité axiale	25-100 µm	3-5 µm
Mobilité horizontale	56-150µm (dissipation des forces latérales)	10 50 µm
Réponse aux forces latérales	Rotation dans le 1/3 apical, distribution des forces	Concentration des forces sur l'os crestal
Charges supportées	Fonction d'absorption des chocs, distribution du stress. Surcharge : épaissement ligamentaire, mobilité, facettes d'usure, fremitus, douleur	Pas d'absorption des contraintes Surcharge : pas de signes avant-coureur, perte de vis, fracture, perte osseuse, fracture implantaire
Module d'élasticité	Similaire à l'os cortical	5-10 fois supérieur à l'os cortical

L'ankylose, l'altération de la perception des contacts occlusaux et la perturbation de la cinématique mandibulaire augmentent le risque de complication mécanique en PFCSI, ces dernières étant plus difficilement diagnostiquées et pouvant compromettre irréversiblement le traitement prothétique.

L'information donnée par le patient sur l'intensité des contacts manquera d'objectivité. Le praticien ne pourra s'appuyer que sur la rigueur de ses protocoles cliniques.

On remarque cependant que la perception implantaire est améliorée par rapport à une prothèse amovible conventionnelle.

→ Quels sont les mécanismes neurologiques responsables de cette bonne intégration des prothèses supra-implantaires ?

IV.2 L'adaptation sensitive : l'ostéoperception

La comparaison avec les patients porteurs de PAC permet de constater que la perception mécanique n'est pas totalement absente en PFCSI. Cette adaptation fonctionnelle en prothèse implanto-portée a été initialement décrite par Haraldson et Carlsson en 1977, puis développée par Bränemark, Jacobs et Van Steenberghe (Klineberg et al. 2012).

D'après le consensus de 2005 basé sur le symposium « de l'ostéointégration à l'ostéoperception » de Sidney de 2003, le terme d'**Ostéoperception** désigne la mécanosensibilité associée aux réhabilitations par implant ostéointégré. Cette mécanosensibilité, c'est-à-dire la sensation provenant de la stimulation mécanique d'une prothèse ostéo-intégrée, est transmise par des mécanorécepteurs pouvant être ceux des muscles, des articulations, de la muqueuse, de la peau ou du périoste. Elle est associée à un changement dans le système nerveux central pour maintenir une fonction sensorimotrice. La mécanosensibilité et les afférences tactiles et kinesthésiques permettent une réhabilitation des fonctions (Klineberg et al. 2005; Mishra et al. 2016).

L'origine de cette mécanosensibilité persistante en PFCSI est toujours un sujet de débat. Deux hypothèses sont avancées : la première est celle de la présence de récepteurs intra-osseux, de nature différente de celle des MRP. La seconde est celle de la réorganisation plus globale des mécanorécepteurs tissulaires alentours, qui s'adapteraient à la perte des MRP pour la compenser et créer un relai sensitif via une adaptation neuronale.

IV.2.1 Les récepteurs intra-osseux

Plusieurs études soutiennent l'hypothèse de l'existence de récepteurs péri-implantaires, dans le périoste, de seuil d'activation plus élevé que les MRP, qui prendraient le relai de l'envoi des informations au cortex sensorimoteur (Mishra et al. 2016) :

De nombreuses expériences montrent l'existence d'une **mécanosensibilité lors de la stimulation électrique ou mécanique d'un implant**, d'après la revue de (Mishra et al. 2016) :

- ✚ Jacobs et Van Steenberghe (1994) ont démontré que les patients pouvaient percevoir les stimuli mécaniques sur implants ostéo-intégrés.

- ✚ Van Loven et al. (2000) ont étudié la perception de stimuli électrique sur implants : les individus rapportaient des sensations par tapotement sur ou autour de l'implant, même après anesthésie muqueuse.

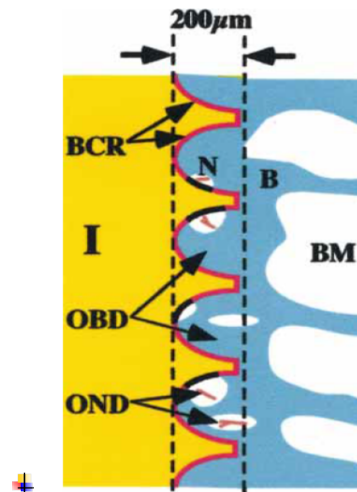


Figure 40 - schéma d'une coupe histologique de l'interface ostéo-implantaire. A gauche (I - jaune) l'implant, à droite (BM - bleu) l'os, OND : fibres nerveuses positives au NFP (Wada et al. 2001)

Des études histologiques confirment l'existence de **fibres nerveuses péri-implantaires**, moins nombreuses que dans le ligament (Mishra et al. 2016).

- ✚ Après une extraction chez l'animal, on observe une dégénérescence des fibres nerveuses puis leur régénération en quelques jours. Ces fibres sont présentes dans toute l'alvéole d'extraction au bout de 3 mois. Dans une étude sur 3 chiens, (Wada et al. 2001) montrent que suite à une pose d'implant, des fibres nerveuses simples et arborescentes se développent dans l'os et la muqueuse sur un rayon de 200 μm autour de l'implant, bien que jamais au contact de la surface. Les fibres sont plus nombreuses et plus proches après la mise en fonction de l'implant, et ce résultat est stable à un an.

Enfin, la stimulation de l'implant induit **une réponse corticale** :

- ✚ Une stimulation électrique sur implant en l'absence de dents résiduelles et avec une anesthésie de la muqueuse induit la détection par électro-encéphalographie de PEST (potentiels évoqués somatosensoriels trigéminaux) qui objectivent l'activation des neurones corticaux, toujours d'après Van Loven et al. (Boucher et Braud 2014b).
- ✚ D'après Habre-Hallage et al. en 2012, la stimulation mécanique de l'implant induit une

activation corticale détectable par IRMf (Mishra et al. 2016)

Cependant, l'influence d'un feedback osseux, de la moelle osseuse ou du périoste sur la restauration de la fonction n'est pas clairement démontré (Klineberg et al. 2005).

La validation de cette hypothèse pourrait influencer la prise en charge des réhabilitations supra-implantaires à plusieurs niveaux :

- ➔ dans le choix de l'implant : la sensibilité tactile active dépendrait de la structure de surface des implants : d'après Enkling et al. une surface sablée ou mordancée améliorerait la perception tactile, ce qui appuierait l'hypothèse de récepteurs osseux (Mishra et al. 2016) ;
- ➔ dans la conception du projet implantaire : l'augmentation du nombre d'implants ostéo-intégrés pourraient augmenter les fonctions sensorimotrices, par augmentation de la surface de contact os-implant (Yan et al. 2008).
- ➔ dans les techniques chirurgicales, avec une approche conservatrice du périoste, selon Macefield et al. (Mishra et al. 2016).

IV.2.2 Relai des autres mécanorécepteurs oro-faciaux

L'autre hypothèse est celle du développement, après la perte du desmodonte, d'un relais somesthésique par les mécanorécepteurs environnants.

En effet, d'autres mécanorécepteurs suppléent à l'activité des MRP chez les sujets dentés : on distingue notamment les récepteurs de Pacini, de Meissner, de Merkle, de Ruffini, des fuseaux neuro-musculaires, situés dans la peau, les muscles, les ATM (Klineberg et al. 2005). Leur contribution relative est à déterminer.

Après édentement, on observe par exemple une augmentation des cellules de Merkel dans la muqueuse gingivale édentée, ce qui pourrait être un mécanisme compensatoire local d'après l'étude de Kingsmill (Mishra et al. 2016).

Chez le rat-taupe nu, après l'extraction des incisives mandibulaires, les neurones anciennement liés à ces dernières se réafférent vers les tissus adjacents (les autres incisives, la langue) (Yan et al. 2008). On pourrait donc imaginer un mécanisme similaire chez l'homme après perte des MRP.

IV.3 L'adaptation corticale

L'homme possède une grande capacité d'adaptation fonctionnelle – il suffit d'observer les patients vivant avec des prothèses fracturées ou non rétentives.

Lors de l'amputation d'un membre, la région du cortex privée de cible acquiert une nouvelle fonction, avec un remodelage cortical ou sous-cortical. De la même façon, à la perte des afférences sensibles, le cortex sensoriel peut se réorganiser même après la période critique de développement cérébral (Mishra et al. 2016). Cette plasticité neuronale est indispensable dans l'apprentissage d'une nouvelle tâche motrice et l'adaptation compensatoire à une perturbation.

Les changements neuroplastiques et comportementaux peuvent être utilisés pour une adaptation bénéfique mais peuvent aussi également être responsables de **maladaptation comportementale** (douleurs fantôme, dysfonction chronique sensorimotrice) pouvant **compromettre même le meilleur traitement prothétique**. C'est un sujet de recherche actuel essayant d'expliquer pourquoi certains patients s'adaptent rapidement à leur nouvelle fonction et d'autres non (Trulsson et al. 2012).

Pour quantifier la « performance » corticale, une première méthode consiste à évaluer l'augmentation des performances motrices associée à une augmentation de la représentation des muscles testés dans le cerveau à l'IRMf. (Svensson et al. 2003) montrent que l'entraînement quotidien à l'exercice de protrusion de la langue chez l'homme pendant une semaine induit une augmentation significative de la représentation de la langue dans M1, suggérant le rôle essentiel du cortex sensorimoteur (S1 et M1) sur l'acquisition de nouvelle compétence. L'entraînement à une tâche motrice selon le protocole standardisé « hold-and-split » induit une amélioration de la précision de découpe (Kumar et al. 2015), une réduction de la force de maintien entre les dents (Zhang et al. 2016), ainsi qu'une diminution significative de la variabilité des forces exercées (Kumar et al. 2017). Les études suggèrent que les patients anesthésiés pourraient également améliorer leur résultat par l'entraînement (Boudreau et al. 2010; Kumar et al. 2017).

Une autre méthode est d'évaluer l'augmentation des potentiels moteurs évoqués (MEP) dans le muscle cible (enregistré par EMG) induits par stimulation magnétique transcrânienne (TMS). Ainsi, après 6 séries de 10 entraînements de hold-and-split, les patients présentent une augmentation significative de l'amplitude des MEP et de la représentation du masséter droit dans le cortex moteur (Zhang et al. 2016). Cette étude montre la neuroplasticité corticale

associée à l'apprentissage, bien que ce dernier résulte d'un processus plus complexe faisant intervenir d'autres régions cérébrales non évaluées ici.

Le schéma d'acquisition d'une compétence proposé par (Kumar et al. 2018) comprend une phase d'apprentissage rapide (amélioration de la performance même après une seule heure d'entraînement) suivie par une phase retardée plus lente. Une fois la compétence acquise, la performance peut être reproduite même après un long intervalle sans pratiquer. L'adaptation corticale dépendrait de la durée d'entraînement, du type de tâche (sa nouveauté et sa complexité), du groupe musculaire impliqué, de la motivation et l'implication du participant, voire de l'âge (démonstré pour les tâches linguales). Cependant, des études montrent que cette amélioration de performance peut être réversible : on observe un retour aux valeurs de base deux semaines après l'arrêt de l'entraînement à une tâche linguale. L'activité corticale revient à l'état initial trois mois après la pose de nouvelles PAC. Cela suggère une **neuroélasticité** (réversible) du cortex.

Plusieurs études se sont penchées sur la possibilité **d'adaptation neuronale face à une nouvelle prothèse implanto-portée**, malgré leur absence d'innervation desmodontale.

✚ (Kimoto et al. 2011) comparent les IRMf pendant la mastication de 4 patients porteurs de PAC, stabilisés dans un second temps par des implants : après la mise en charge des implants, ils observent une modification de l'activité cérébrale, qui semble plus stable et plus comparable à celle rapportée chez les patients dentés.

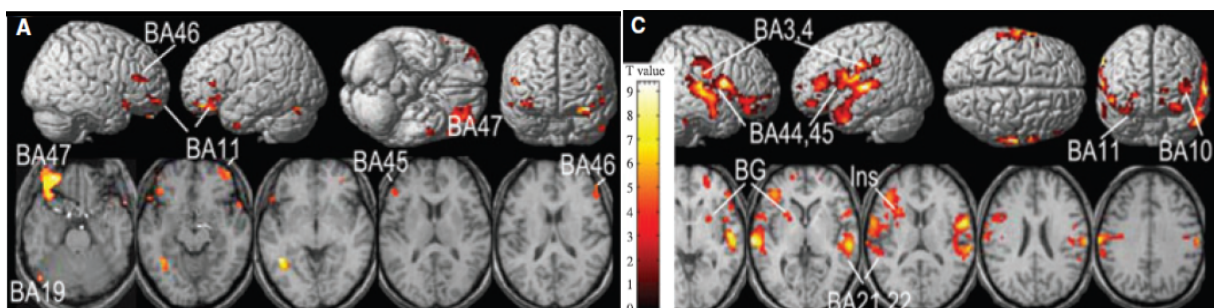


Figure 41 – IRMf durant une tâche de clenching chez des patients réhabilités en PAC (A) et en PFCSI (C) (Yan et al. 2008) BA : Aires de Brodmann (BA3 : S1, BA4 : M1)

✚ (Yan et al. 2008) étudient par IRMf les patrons d'activation centraux sur 20 patients

réhabilités soit par PAC, soit par overdenture, soit par bridges fixes sur implants. Ils montrent des **schémas d'activation différents selon le type de prothèse**. L'activité est très variable en PAC, avec un cortex préfrontal est actif mais pas M1 et S1. En PFCSI au contraire, l'activité est plus stable et reproductible entre les sujets, bilatérale, plus étendue, et augmentée au niveau de M1 et S1 par rapport aux patients des deux autres groupes. D'autres zones étaient également activées, notamment le cortex préfrontal (PFC), le cortex prémoteur (PMC), la SMA, l'insula (Ins), l'hippocampe (Hip), l'aire de Broca, le gyrus temporal supérieur, le ganglion basal (BG). Ces régions d'activation sont proches de celles observées au cours de la mastication en denture naturelle. La normalisation de l'activité de M1 comme critère de « cortico-intégration » prothétique semble confirmée par des études sur des réimplantations de main ou de pouce, selon Bjorkman et al.

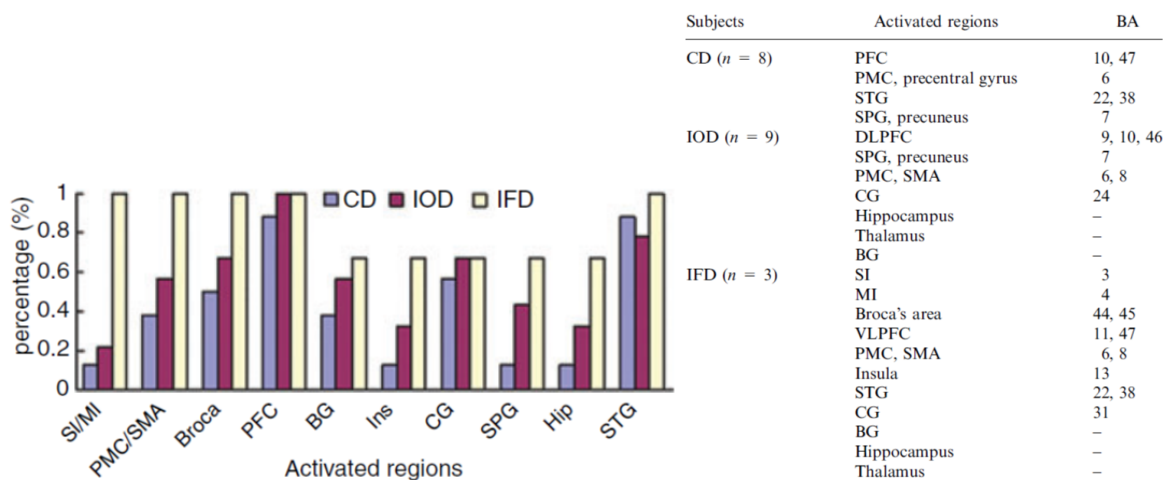


Figure 42- diagramme des zones d'activation cérébrales en PAC (CD), PAC retenue (IOD) et PFCSI (IFD) - (Yan et al. 2008)

Selon la revue de (Kumar et al. 2018), la stabilité et la rétention d'une nouvelle denture sont corrélées significativement avec l'activation du gyrus pré et post central (c'est-à-dire M1 et S1) pendant les tâches orales. **Le déficit sensorimoteur serait compensé par l'implication d'autres aires cérébrales initialement responsables de la cognition** pour faciliter les mouvements. Le cortex préfrontal, par exemple, était activé bilatéralement en PFCSI dans l'étude de Yan et al. Fortement connecté à l'hippocampe et l'amygdale, impliqué dans les mécanismes de la mémoire, il pourrait jouer un rôle adaptatif dans la mémoire à long-terme et l'acquisition d'une nouvelle compétence après une restauration dentaire. Ce rôle est encore à déterminer, puisque l'activation du cortex préfrontal semble cependant réduite lors du passage de PAC à PAC retenue, d'après une étude d'IRMf sur 4 patients (Kimoto et al. 2011).

L'application clinique de ce résultat pourrait être d'investiguer la capacité de réapprentissage ou d'adaptation à un contrôle sensorimoteur oral altéré chez les patients, après une réhabilitation orale réussie. (Hara et al. 2017) envisagent même de pouvoir apprécier la qualité de la rééducation prothétique par examen cérébral au fauteuil, par Spectroscopie Infrarouge (NIRS).

Il n'y a **pas de preuve neurophysiologique soutenant des schémas occlusaux particuliers**. Les études récentes électroneurographiques suggèrent que la guidance antérieure pourrait être un design occlusal spécifique pour les superstructures dentaires et possiblement implantaires (Klineberg et al. 2012).

Par ailleurs, une meilleure compréhension de l'intégration corticale permettrait de mieux répondre aux préoccupations concrètes du patient après sa chirurgie (*« vais-je ressentir à nouveau toutes les sensations sous mes prothèses ? Dois-je être en permanence vigilant sur la force que j'applique en mangeant ? »*). Par exemple, les patients devraient être informés de limiter les forces pour quelques semaines, le temps que les terminaisons nerveuses se forment et que la perception péri-implantaire s'améliore (Mishra et al. 2016).

Le réseau cortical peut répondre à des changements fonctionnels suite à une acquisition de compétence ou par entraînement, pour l'apprentissage d'une tâche ou pour s'adapter à un environnement oral altéré (perte dentaire, altération de la forme des dents) : c'est la neuroplasticité. Les réhabilitations par PFCSI bénéficient elles aussi de la possibilité d'une adaptation locale, par réorganisation des mécanorécepteurs périphériques, et d'une adaptation cérébrale qui favorise l'ostéoperception (Mishra et al. 2016).

Cette adaptabilité sous-entend la possibilité de recréer chez l'édenté complet, non pas nécessairement *son* ancien volume fonctionnel, mais simplement un volume « non pathologique ». Cela suggère que l'on pourrait se contenter de reconstruire des arcades « académiques » et compter sur la rééducation du patient. Reste à connaître les limites physiologiques de cette rééducation, et les critères mécaniques de reconstruction.

➔ En prenant en considération les spécificités cliniques et neurologiques que nous avons mentionnées, quelles sont les propositions actuelles de reconstruction occlusale fonctionnelle en PFCSI ?

IV.4 Réhabilitation de l'enveloppe fonctionnelle

IV.4.1 Préalable : l'occlusion statique

Comme en PAC ou en reconstruction d'arcades complètes supra-dentaires, le prérequis indispensable est de retrouver une Relation Maxillo-Mandibulaire de Référence (RMMR). Cette position statique est le point de départ et d'atterrissage de toute cinématique mandibulaire. Avant d'envisager un volume fonctionnel, il faut donc définir une position de déglutition statique unique, non contraignante et reproductible, qui constitue un **verrou de l'occlusion** (Romerowski et Bresson 2016; Le Texier 2018).

Les critères de réhabilitation statique sont communs à tous les types de prothèse. (Orthlieb 2011) définit le cahier des charges de la RMMR par l'obtention d'un centrage (une position physiologique non contraignante pour les ATM), d'un calage (une stabilité de cette position) et d'un guidage (une liberté dans les trajectoires partant et arrivant à l'OIM). Il propose un protocole chronologique de reconstruction selon huit critères occlusaux ou « octa » :

- 1- Le plan de référence : il définit le repère orthonormé, base de toute planification. Il s'agit du plan de Francfort ou de Camper, selon le schéma occlusal souhaité.
- 2- La position de référence, position thérapeutique : en PFCSI, la seule référence possible est la relation dite centrée, car il n'y a plus d'OIM après édentement.
- 3- La Dimension Verticale d'Occlusion (DVO) : elle doit permettre l'existence d'un espace libre d'inocclusion inter-arcade au repos.
- 4- Situation de l'incisive mandibulaire ; déterminée selon des critères dento-squelettiques, céphalométriques et esthétiques.
- 5- Situation esthétique de la face vestibulaire des incisives maxillaires.
- 6- Plan d'occlusion et courbe de Spee : l'harmonie de la courbe de Spee avec l'anatomie squelettique optimise les forces axiales perçues sur les arcades
- 7- Pente de guidage : réglage de la face palatine des incisives maxillaires, en harmonie avec la pente condylienne et l'inclinaison du plan d'occlusion.
- 8- Hauteur cuspidienne et courbe de Wilson : il s'agit de déterminer l'inclinaison des arêtes des dents cuspidées dans le plan frontal. Elle dépend du schéma occlusal et du type de désocclusion que l'on souhaite obtenir. L'objectif est d'obtenir un engrenement suffisant pour le calage des arcades, une absence d'interférence, une bonne efficacité masticatoire et une limitation des contraintes mécaniques et de l'usure.

Nous voyons que les paramètres de l'occlusion statique influencent les facteurs de l'occlusion cinématique. Le choix des pentes incisive et cuspidiennes modifie le « couvercle de la boîte » c'est-à-dire l'enveloppe fonctionnelle. La conception de ces deux paramètres est donc fortement intriquée. Pourtant, **une occlusion statique selon des rapports idéaux n'induit pas nécessairement une occlusion fonctionnelle de qualité**, selon Roth 1976 (Duverger et Le Texier 2011).

IV.4.2 Le volume fonctionnel en PFCSI : les enjeux

L'objectif premier d'une réhabilitation prothétique est le recouvrement des fonctions, et par conséquent de leur volume. Remplacer des dents et retrouver des rapports occlusaux statiques ne servirait à rien si par ailleurs cette reconstruction n'était pas fonctionnelle. Une mauvaise appréciation de la cinématique mandibulaire lors de la conception prothétique peut générer plusieurs complications :

- ✚ des **contraintes neuromusculaires**, possiblement à l'origine de douleurs rétro-condyliennes, de spasmes musculaires, voire de céphalées (Romerowski 2016) :
- ✚ une mauvaise **acceptation psychologique** avec des répercussions sociales, notamment lorsque le champ fonctionnel phonétique est contraint (Romerowski 2016) ;
- ✚ un impact **nutritionnel** si la perturbation du volume fonctionnel induit une altération de l'efficacité masticatoire ;
- ✚ des conséquences **neurologiques** : il semble en effet que la performance masticatoire soit associée à l'amélioration de la fonction exécutive, de la mémoire et de l'éveil chez les personnes âgées (Klineberg et al. 2012; Kumar et al. 2018).

Chez le rongeur, l'alimentation solide augmente la prolifération cellulaire dans l'hippocampe (centre de la mémoire), et est associée à un meilleur recouvrement de la mémoire spatiale et à court terme. **Une mastication altérée**, soit par un travail masticatoire réduit, soit par diminution des afférences sensorielles (extraction, section), conduit à une diminution de la croissance cellulaire et à une **altération du système de neurotransmetteur associé à l'apprentissage spatial**.

Chez l'homme, il existe une association entre la perte dentaire, l'altération de la mastication et la prévalence de dégénérescences neurologiques (Alzheimer, démence), bien que ce ne soit pas considéré comme un facteur de risque reconnu (Hara et al. 2017; Kumar et al. 2018). **S'il n'y a pas de preuve de l'existence d'une mémoire occlusale,**

il y aurait en tout cas une relation entre occlusion et mémoire. Ces études soulignent l'importance d'une réhabilitation fonctionnelle dans le rétablissement général.

Il faut également prendre en compte que durant les déplacements dentaires, des contacts occlusaux excentrés peuvent exister. Mal répartis, ils peuvent constituer une surcharge occlusale locale. Celle-ci serait un facteur primaire de stress mécanique sur les implants et l'attache péri-implantaire (Misch E. 2015) :

- ✚ Des **complications biologiques** spécifiques aux prothèses implantaires peuvent être occasionnées par un dérèglement occlusal. Plusieurs études se contredisent quant au lien de causalité possible entre l'existence d'une surcharge occlusale et la perte osseuse marginale péri-implantaire. La variété de conception des études contribue à cette controverse (Kim et al. 2005; Klineberg et al. 2012; Misch E. 2015). Le remodelage osseux dépendrait, d'après des **Analyses sur Eléments Finis** (AEF), de l'ampleur de la surcharge, de son caractère continu ou cyclique, de la qualité de l'os de soutien. Cela peut conduire aussi bien à une augmentation de la densité osseuse qu'à une résorption selon le degré de contrainte (Klineberg et al. 2012; Eckert 2015).
- ✚ La surcharge occlusale est associée à l'apparition de **complications mécaniques** propres aux implants, telles que les dévissages et les fractures diverses (de la céramique, du pilier, de la vis voire de l'implant), qui compromettent la longévité du traitement (Kim et al. 2005), même si le lien de causalité n'est pas démontré chez l'humain (Sheridan et al. 2016). L'incidence de complication à 5 ans est de 63% (dont 3% de perte de vis, 67% d'éclat céramique) en PFCSI scellée, 54% (9% de perte de vis, 7% de fracture de vis, 23% d'éclat céramique) en transvissée (Sailer et al. 2012). Ce facteur est d'autant plus crucial que, du fait de sa perception mécanique diminuée, le patient ne pourra pas alerter d'une gêne : il revient au seul praticien de détecter les interférences potentielles.

Ces enjeux justifient une considération de la cinématique occlusale lors de la réhabilitation en PFCSI : différentes propositions ont été faites dans la littérature.

IV.4.3 Revue de littérature

IV.4.3.1 Méthodologie

L'objectif est de connaître les recommandations actuelles de la prise en charge de l'occlusion fonctionnelle en prothèse fixe supra-implantaire complète. Pour répondre à cette question, une première recherche systématique de littérature a été réalisée via la base de données Pubmed. Les termes de la recherche étaient « implant supported fixed prosthesis » et « occlusion », « chewing pattern » et « implant supported fixed prosthesis », « masticatory pattern » et « implants », « masticatory movements » et « implant », « dynamic occlusion » et « implant », et enfin « functional occlusion » et « implant ».

Les critères d'inclusion des articles étaient :

- Une date de publication comprise dans les cinq dernières années
- Des études sur humain
- La disponibilité du résumé et de l'article intégral.

Un total de 86 articles a été obtenu. Après exclusion des articles dont le titre n'abordait pas spécifiquement le sujet de l'occlusion en PFCSI, 10 articles ont été sélectionnés pour lecture du résumé, puis deux ont été retenus (Esquivel-Upshaw et al. 2014; Göre et Evlioğlu 2014).

Aucun article ne portait spécifiquement sur les recommandations occlusales fonctionnelles en PFCSI. Les auteurs abordent essentiellement l'aspect mécanique des prothèses implantaire, et la répartition des contraintes selon les matériaux employés, et non sur l'aspect physiologique de l'appareil manducateur.

Cette recherche a été complétée par d'autres sources de la littérature, principalement des avis d'auteurs.

IV.4.3.2 Avis d'auteur

Les auteurs s'accordent à dire que les règles de réhabilitation fonctionnelle supra-implantaire sont assimilables à celles utilisées en prothèse supra-dentaire. Cela est cohérent avec les études montrant que les PFCSI et les bridges complets dentaires induisent les mêmes perturbations de la cinématique mandibulaire (Svensson et al. 2013). C'est également cohérent avec le taux de survie à 10 ans de 96% des PFCSI mandibulaires (Papaspnyridakos et al. 2014).

Encore faudrait-il toutefois qu'il existe un consensus sur la reconstruction du volume fonctionnel en denture naturelle. En orthodontie par exemple, les critères d'occlusion cinématique de fin de traitement ne sont pas définis (Duverger et Le Texier 2011). Les critères de validation de l'occlusion cinématique seraient, en fonction des études, l'absence de prématurités du côté non travaillant pendant les latéralités, sur les dents postérieures lors de la protrusion, ou lors du passage entre l'OIM et la RC, des contacts bilatéraux en RC, et enfin un schéma occlusal en fonction canine ou de groupe. Des axes de fin de traitement corrects permettraient également de limiter les interférences lors des excursions mandibulaires.

Parmi les protocoles de reconstruction globale dento-portée, (Vailati et Carciofo 2016) propose une méthode dite des « 3-steps », chaque étape étant réalisée en laboratoire puis validée cliniquement : 1/ conception des faces vestibulaires des incisives selon l'esthétique ; 2/ reconstruction des secteurs postérieurs : réévaluation de la DV, correction du recouvrement antérieur et de la courbe de Spee ; 3/ reconstruction des faces palatines des dents antérieures maxillaires, le laboratoire utilisant arbitrairement une pente condylienne à 30°. Enfin, **le patient est utilisé comme articulateur final pour tester l'occlusion.** Les réglages en bouche sont toujours nécessaires. L'utilisation de composite pour les faces palatines facilite la tâche. Les mouvements excentrés sont testés sur patient assis, non anesthésié, mastiquant du chewing-gum (appelé le « G-test »). Il semble que les patients choisissent souvent une fonction de groupe, surtout pour les « masticateurs horizontaux », mais la définition d'une mastication horizontale n'est pas précisée. Cet exemple montre à quel point le praticien, après un réglage minutieux de l'occlusion statique, se repose sur la mécanoperception du patient pour valider sa reconstruction. De plus, cette méthode est appliquée en reconstruction globale pour collages unitaires. Cependant la question reste en suspens quant aux réhabilitations d'arcades complètes solidarisées, avec une mobilité et une perception altérées.

✚ Une première méthode de prise en charge de la cinématique mandibulaire consiste à **enregistrer les déterminants postérieurs pour la programmation des boîtiers condyliens de l'articulateur.** Ces derniers peuvent être obtenus, soit par axiographie conventionnelle, soit par check-bite (cires de propulsion et de latéralité). De plus, pour éviter les interférences cinématiques dues au mouvement de Bennett, les deux cuspidés vestibulaires maxillaires ainsi que les cuspidés linguales mandibulaires doivent être écartées autant que possible l'une de l'autre (Tavernier et al. 2008).

✚ L'autre possibilité est **d'enregistrer directement la cinématique mandibulaire au cours de la fonction**. Cette technique est déjà existante en prothèse dento-portée pour les reconstructions sectorielles encastrées : c'est le Functionally Generated Path (**FGP**). Après la prise d'empreinte et d'occlusion statique, les mouvements du patient sont enregistrés dans un matériau à empreinte. Le prothésiste reconstruit alors les morphologies cuspidiennes en alternant entre les modèles antagonistes d'occlusion statique et cinématique. Cependant cette méthode n'est pas applicable chez l'édenté total car elle nécessite la présence d'un calage occlusal. Elle ne permet pas la redéfinition d'une enveloppe fonctionnelle mais simplement l'enregistrement d'une enveloppe préexistante maintenue par les dents résiduelles.

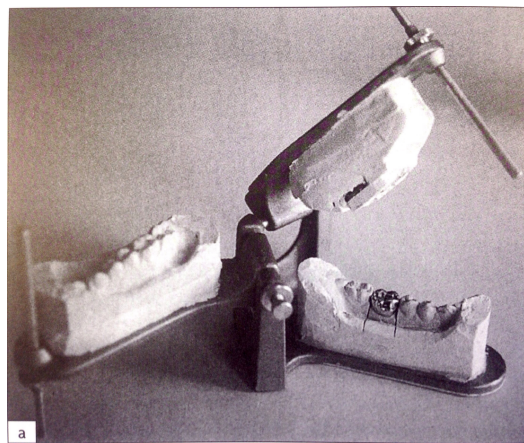


Figure 43 – FGP (Le Gall et Lauret 2011)

Dans un objectif relativement similaire, un protocole était proposé en PAC par (Paterson 1927) pour retrouver le plan d'occlusion physiologique du patient. Après empreintes secondaires, détermination de la RC et de la DV, le patient devait porter des maquettes d'occlusion en DV légèrement surévaluée, possédant sur la face occlusale une poudre abrasive. Le patient effectuait ensuite un ensemble de mouvements jusqu'à temps d'abraser les bourrelets et de retrouver des courbes d'occlusion physiologiques.

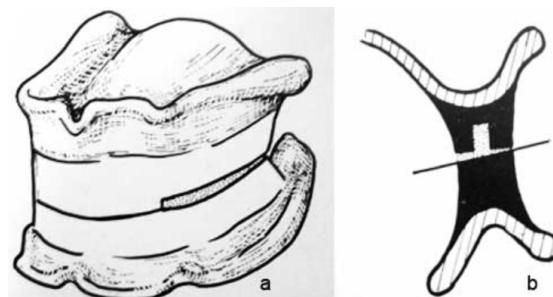


Fig. 2 : Enregistrement de la courbe individuelle d'occlusion (1)

Figure 44 - bourrelets d'occlusion individuels obtenus par l'interposition de pâte abrasive durant les mouvements fonctionnels (Lejoyeux 1976)

En PFCSI, certains auteurs proposent d'enregistrer la cinématique mandibulaire, bien que le patient soit édenté complet. Il ne s'agit pas alors de « retrouver » son champ fonctionnel passé, mais de définir une enveloppe compatible avec les déterminants anatomiques résiduels (l'ATM, la neuromusculature) et avec une éventuelle « habitude » fonctionnelle conservée après édentement, si elle existe. En l'absence de dents, l'enregistrement du volume fonctionnel nécessite une base d'enregistrement.

La méthode proposée par (Le Texier 2018) est similaire à celle décrite sur dent (II.4.3.) à la différence qu'ici la perception tactile de la gêne du patient est plus imprécise. De ce fait, on se placera toujours un peu en-deça de l'enveloppe obtenue afin d'être certain de ne pas interférer avec la cinématique du patient. Le protocole est le suivant :

✚ Durant la période d'ostéointégration, le patient est réhabilité par des PAC transitoires. Les dents antérieures sont positionnées conventionnellement selon des données anatomiques et fonctionnelles (Hüe et Berteretche 2003) ; les patients semblent aptes à retrouver le souvenir la position de leurs dents antérieures comme elles l'étaient avant édentement, y compris de leurs légères malpositions : c'est ce que l'auteur qualifie de « mémoire tissulaire ». Cette première réalisation amovible fournit une première approximation du champ fonctionnel antérieur, notamment de la pente incisive. Ce champ ne peut être qu'approximatif car les faces palatines du commerce sont non précises.

✚ Une maquette d'occlusion transvissée peut par exemple servir de support pour l'enregistrement cinématique. Toujours selon la technique des trois murs de résine en secteur incisivo-canin, le patient effectue les mouvements de latéralité, de propulsion, d'ouverture et de fermetures rectiligne et latérales, jusqu'à tant ne plus ressentir de contraintes. Cette étape donne une première approximation du champ fonctionnel antérieur et postérieur.

✚ La table incisive est alors programmée, selon les angulations des murs de la maquette d'occlusion, ainsi que les pentes condyliennes. A partir de cette première programmation, le laboratoire réalise des cires de diagnostic puis des bridges provisoires. Ces derniers servent de test pour vérifier l'absence de contraintes neuromusculaires et articulaires.

✚ A nouveau, une vérification cinématique est réalisée sur les bridges provisoires et une éventuelle re-sculpture par soustraction des volumes fonctionnels, avec reprogrammation de la table incisive. Le laboratoire peut alors concevoir les biscuits en céramique, sur lesquels une dernière validation identique sera faite avant glaçage.

Ce protocole permet plusieurs validations cliniques successives de l'enveloppe de mouvements permise par la nouvelle prothèse. Cependant les expériences cliniques manquent pour démontrer la reproductibilité de cette méthode.

(Le Gall et Lauret 2011) proposent également un protocole clinique s'appuyant sur la neuro-musculature et l'ATM. En présence d'une restauration fixe complète sur implants *solidarisés*, les règles d'équilibration occlusale sont identiques à celles des dents naturelles. Il faudrait établir un schéma occlusal compatible avec les engrammes fonctionnels antérieurs du patient (mémorisés par l'articulation). Le surguidage canin doit être évité. Le protocole d'équilibration en dento-porté et en implanto-porté dans ce cas est le suivant :

✚ Les bridges provisoires sont réalisés après le réglage de l'OIM et de la DV, pour passer ensuite aux réglages fonctionnels. Ils insistent sur le fait que les mouvements test de trituration et de propulsion, centrifuges, ne correspondent pas aux trajets fonctionnels réellement utilisés. Ils préconisent d'utiliser plutôt les mouvements de mastication et d'incision. L'équilibration finale doit de ce fait être réalisée d'abord en bouche car les articulateurs classiques n'ont pas la capacité de reproduire la réalité du patient. Elle peut être obtenue par soustraction ou par addition. On distingue le **sur-guidage** : contact ou guidage fonctionnel trop important, créant une dysharmonie des contacts ou du guidage dentaire (la suroclusion étant un sur-guidage particulier en OIM), et le **sous-guidage**, ou l'absence d'un guidage qui devrait physiologiquement exister.

✚ Pour identifier les sur ou sous-guidages durant l'incision, il faut apprécier la désocclusion postérieure en propulsion : si une seule dent touche en proclulsion en réalisant une forte désocclusion postérieure, elle est en sur-guidage. Si une seule dent touche avec une faible désocclusion postérieure, les autres dents antérieures sont en sous-guidage.

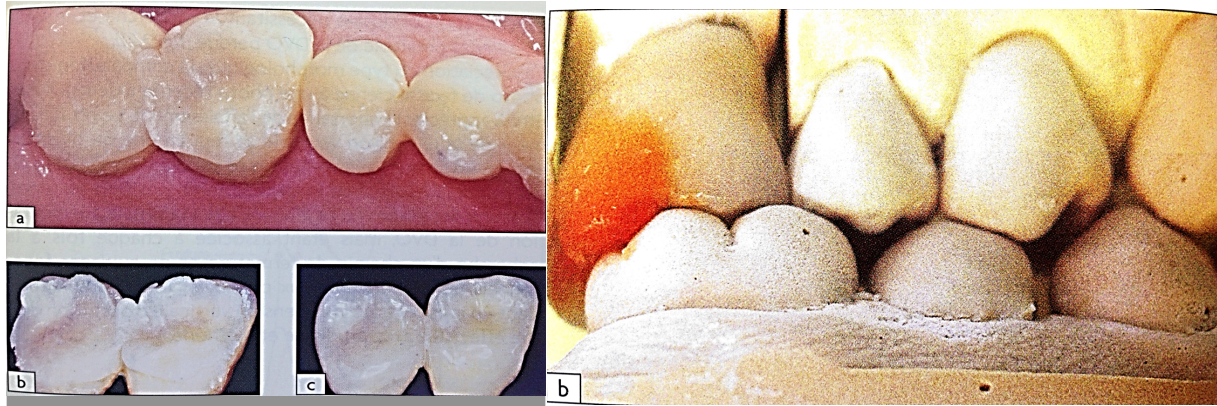


Figure 45 - correction des sous-guidages par adjonction de résine ou cire (Le Gall et Lauret 2011)

✚ Durant la mastication, un sous-guidage induirait une fermeture du cycle par protection, ou au contraire élargissement du cycle pour rechercher un contact, au point de générer des « interférences » apparentes. Ces dernières disparaissent lorsque le guidage est rétabli. Les auteurs considèrent les contacts non travaillants comme protecteurs pour l'ATM non mastiquante, car ils permettraient de limiter le mouvement de sortie de cycle et de constituer un point d'appui pour favoriser l'action des muscles masticateurs.

✚ La correction d'un sous-guidage consiste à appliquer une petite quantité de composite sur le versant à reconstituer, puis à le polymériser après une phase de mastication. L'anatomie condylienne guide seule la mastication. Le manque de repères proprioceptifs dentaires peut empêcher le condyle de décrire d'emblée son mouvement limite par réflexe de protection, rendant la première reconstruction imprécise. Après polymérisation, l'articulation a de nouveau des repères et lève le réflexe de protection. Les points obtenus apparaissent alors en surguidage. Selon le même principe, on peut corriger un sous-guidage sur un bridge en céramique par mastication simulée sur de la cire.

Aujourd'hui, les avancées numériques comme le **Modjaw** permettent l'enregistrement des mouvements mandibulaires – dentaires et articulaires – et la Conception-Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO) de prothèses en fonction de cette cinématique. Cette technologie, développée pour le moment pour les réhabilitations de faible étendue, nécessite de prime abord d'avoir un cycle masticatoire référent à partir duquel fabriquer les prothèses. Il nécessite donc un nombre de dents résiduelles suffisant pour mastiquer, et une analyse clinique permettant de cautionner le cycle mandibulaire du patient. Si l'on pouvait, à partir d'éléments anatomiques ou fonctionnels du patient édenté, déduire un cycle référent, on pourrait alors réhabiliter *a priori*

son occlusion fonctionnelle. sans se référer sur une analyse *a posteriori* à l'aide de bridges provisoires. Cette technologie permettrait, en tout cas, une analyse des contacts en cinématique des prothèses une fois réalisées, plus précisément que par l'évaluation des mouvements tests ou par la simulation de mastication sur un papier d'articulé.

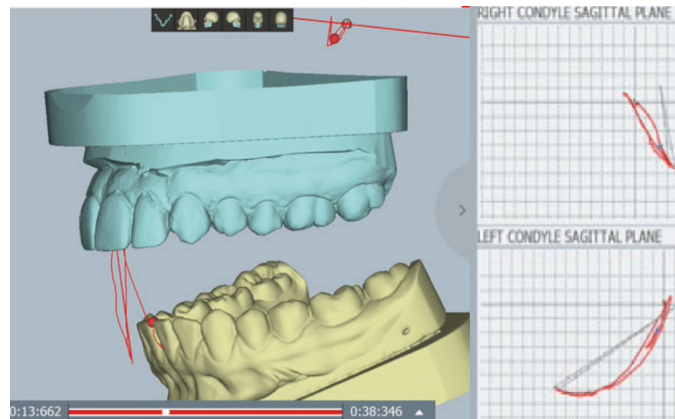


Figure 46 - enregistrement de la cinématique mandibulaire et des paramètres condyliens
www.modjaw.com

Si les auteurs s'accordent à dire que les objectifs en terme d'occlusion fonctionnelle en PFCSI sont les mêmes qu'en supra-dentaire, il n'existe cependant pas de consensus quant à l'évaluation ou la reconstruction d'un champ fonctionnel en prothèse dento-portée comme en prothèse implanto-portée.

Quelques méthodes ont été proposées pour retrouver un champ fonctionnel compatible avec l'appareil manducateur, cependant elles nécessitent une expérimentation clinique pour être validées. Ces méthodes ont des limites en PFCSI puisqu'elles font appel à la subjectivité du patient (Vailati et Carciofo 2016; Le Texier 2018) ou à l'appréciation clinique du praticien (Le Gall et Lauret 2011).

IV.4.4 Occlusion et impératifs mécaniques

Si la littérature est pauvre concernant la reconstruction d'une prothèse physiologiquement adaptée à la cinématique du patient, il existe en revanche plusieurs recommandations concernant la conception mécanique des PFCSI. Si ce sujet est plus approfondi, c'est sans doute parce que les facteurs mécaniques sont plus critiques dans la survie à long-terme des prothèses sur implant que les facteurs biologiques (Eckert 2015).

En réalité ces deux principes pourraient être intimement liés : les capacités d'adaptation à un nouveau schéma occlusal pourraient influencer la direction et l'amplitude des forces exercées sur les structures prothétiques et impacter sur la résistance mécanique des réhabilitations.

La plupart des recommandations actuelles sont des paradigmes. La revue systématique de littérature de (Koyano et Esaki 2015) notamment a recherché depuis septembre 2013, à partir des termes 'dental implant', 'dental implantation', 'dental occlusion' et 'dental prosthesis', les essais contrôlés randomisés, les études de cohorte prospectives, les cas-témoins avec au moins 20 cas et 12 mois de suivi. Les résultats soulignent le manque d'informations « evidence-based » disponibles dans la littérature (Gross 2008; Hobkirk 2015; Koyano et Esaki 2015; Sheridan et al. 2016). Les études actuelles ont une validité variable, étant donné que les essais cliniques sur animal et sur homme sont de conceptions différentes, que les tailles des échantillons et les durées d'études sont insuffisants (Klineberg et al. 2012).

La conception mécanique influe sur l'**intensité**, la **direction**, la **distribution** et la **durée** des forces occlusales (Sheridan et al. 2016). Il existe des recommandations afin d'optimiser ces quatre paramètres.

IV.4.4.1 Intensité de la force et résorption osseuse

Les travaux de Frost (2004) sur os longs montrent que la résistance de l'os au stress mécanique dépend de la magnitude de la force et des **propriétés mécaniques de l'os**. Il existerait un seuil de stress qui délimiterait l'apposition de la résorption osseuse. Ce système semble extrapolable à l'os alvéolaire, bien qu'il possède des propriétés différentes. Des études cliniques ont souligné l'idée que la mise en charge implantaire augmentait la densité osseuse. La notion de « surcharge occlusale » se définit donc comme le seuil au-delà duquel se produit la résorption. Notons que le schéma de Frost ne prend en compte que la magnitude de la force (Hobkirk 2015; Sheridan et al. 2016).

Dans cette perspective, il est recommandé de réduire les charges sur les implants dans la période immédiatement après leur placement pour éviter un échec précoce d'ostéointégration. Certaines études *in vitro* suggèrent qu'un faible niveau de contrainte (non quantifié cliniquement) peut stimuler la formation et la densité osseuse (Hobkirk 2015) : c'est pourquoi Misch (1990b) propose une mise en charge osseuse progressive par augmentation graduelle de la charge, afin de réduire la perte osseuse crestale (Kim et al. 2005).

IV.4.4.2 Direction des forces et bras de levier

L'os cortical résiste favorablement aux forces compressives. Les forces non axiales sur implants seraient associées à une perte osseuse, en créant une surpression à niveau de l'os crestal. D'après la revue de (Sheridan et al. 2016), les études qui ne montrent pas d'association ne considéraient pas la perte osseuse vestibulaire et n'utilisaient pas d'imagerie 3D. cependant la causalité imputable aux contraintes ou à l'inflammation pré-existante est à déterminer. Cela implique en PFC SI :

- ✚ Une réduction des **cantilevers** : ce sont les extensions prothétiques dans le sens mésio-distal. Les forces exercées sur le cantilever en statique et en latéralité augmentent les contraintes sur les piliers par un effet bras de levier de classe I (Misch E. 2015). Leur longueur maximale est à déterminer en fonction de la qualité osseuse (Kim et al. 2005). Il n'y a pas d'augmentation significative de la perte osseuse en présence de cantilever, mais par contre il existe un plus grand risque de complications techniques de type dévissage (selon 4 essais randomisés, faibles échantillons et longue période d'observation) (Koyano et Esaki 2015).

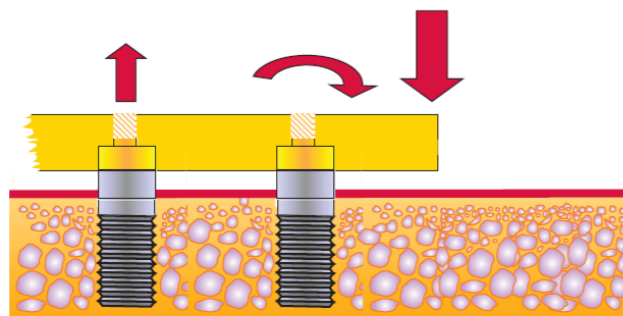


FIG 11-3 Distally cantilevered occlusal surfaces result in rotational forces when the unsupported end is loaded.

Figure 47 - effet cantilever (Hobkirk 2015)

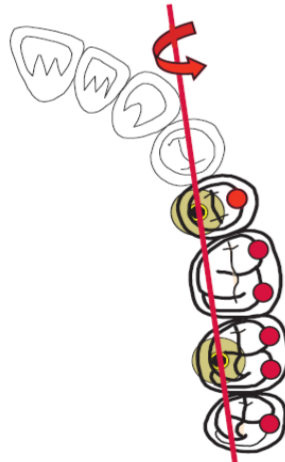


Figure 48 - offset loads ou bascule vestibulaire (Hobkirk 2015)

✚ Une réduction des « **offset loads** » : il s'agit d'une extension prothétique dans le sens vestibulo-lingual. Elle provient d'un décalage entre le diamètre implantaire et le diamètre de la table occlusale. Elle est accentuée d'autant plus au maxillaire, lorsque la résorption centripète impose de placer les implants en palatin par rapport au couloir prothétique, créant une bascule vestibulaire. La réduction de la largeur de la table occlusale limite le bras de levier, favorise l'hygiène, réduit le risque de fracture de la céramique (Hobkirk 2015; Misch E. 2015). (Koyano et Esaki 2015) rapportent cependant trois études prospectives de cohorte sur de grands échantillons et de longues périodes d'observation montrent que le diamètre implantaire ne semble pas influencer le taux de survie.

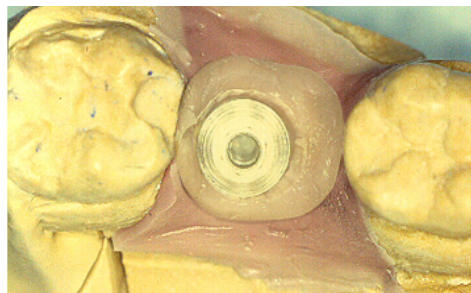


Figure 49 - positionnement idéal de la table occlusal au-dessus de l'implant (superposition de la vis de cicatrisation) - positionnement des implants maxillaires (B. Tavernier)

(Misch E. 2015) propose une table occlusale réduite en vestibulaire à la mandibule et en lingual au maxillaire pour maintenir le recouvrement cuspidien vertical et éviter ainsi le risque de morsure. Le maintien du contour vestibulaire au maxillaire assure l'esthétique. Cependant, un offset trop important serait une indication à la reconstruction en occlusion croisée (Kim et al. 2005; Hobkirk 2015; Misch E. 2015).

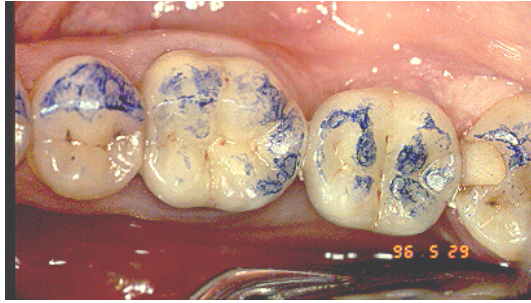


Figure 50 - gauche : réduction de la table occlusale en vestibulaire à la mandibule (courtoisie B. Tavernier)

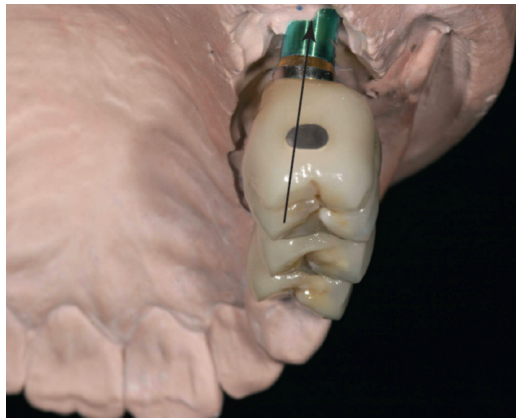


Figure 51 - l'implant est sous la cuspid L, la face V en extension pour l'esthétique (Misch E. 2015)

- ✚ Une réduction du **ratio couronne/implant** : lorsque ce rapport est trop élevé, il pourrait générer un bras de levier vertical pour les forces non axiales. Il n'y a pas d'effet significatif sur la résorption osseuse à court terme (53 mois) (Koyano et Esaki 2015).

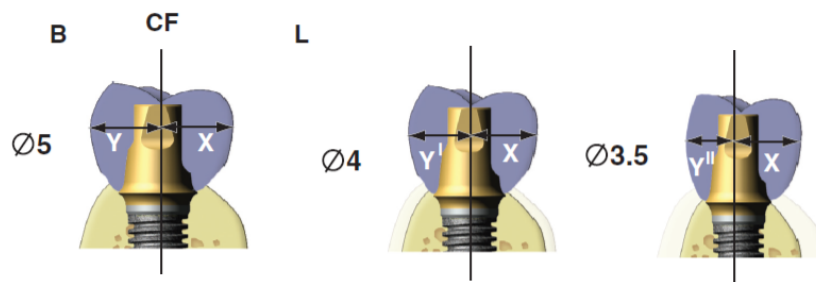


Figure 52 - Une réduction du ratio couronne/implant, générant un bras de levier vertical pour les forces non axiales (Misch E. 2015)

- ✚ Un **ajustement prothétique passif**.
- ✚ Un aplatissement de la **fosse centrale** sur 1,5 mm selon Weinberg (Kim et al. 2005), sur 2-3mm selon (Misch E. 2015). Cette fosse doit être idéalement située juste au-dessus du pilier

implantaire, et entrer en contact avec la cuspide d'appui antagoniste (Hobkirk 2015) : cela permettrait de centrer les contacts occlusaux au-dessus du pilier pour favoriser les forces axiales et d'éviter les contacts prématurés en cinématique.

- ✚ Une adéquation de **l'angulation de l'implant** : les implants sont placés dans une enveloppe chirurgicale déterminée anatomiquement et selon un projet prothétique (Hobkirk 2015). Idéalement, les forces doivent être orientées suivant l'axe des implants. Ces derniers, comme en denture naturelle, doivent être posés perpendiculairement aux courbes de Wilson et de Spee pour minimiser les forces non axiales. Cependant, la configuration osseuse ne permet pas toujours de respecter l'angulation idéale. Dans ce cas, il est proposé de réduire le contact occlusal sur les implants angulaires proportionnellement à leur angulation (Misch E. 2015). Il faudra éviter les déviations de plus de 30° entre l'axe de l'implant et celui de la couronne. D'après 2 études prospectives sur grands échantillons et courtes périodes, les implants angulés n'ont pas de différence significative dans leur taux de survie (Koyano et Esaki 2015).

On remarque que, si les recommandations sont de placer les implants perpendiculaires aux forces occlusales, il n'est pas indiqué comment connaître l'angulation de cette force occlusale lors des fonctions. Il faudrait connaître l'angle de fermeture du cycle masticatoire afin de déterminer si le trajet de fermeture du patient en cinématique est plus ou moins latéral, pour pouvoir placer les implants perpendiculairement à ces forces.

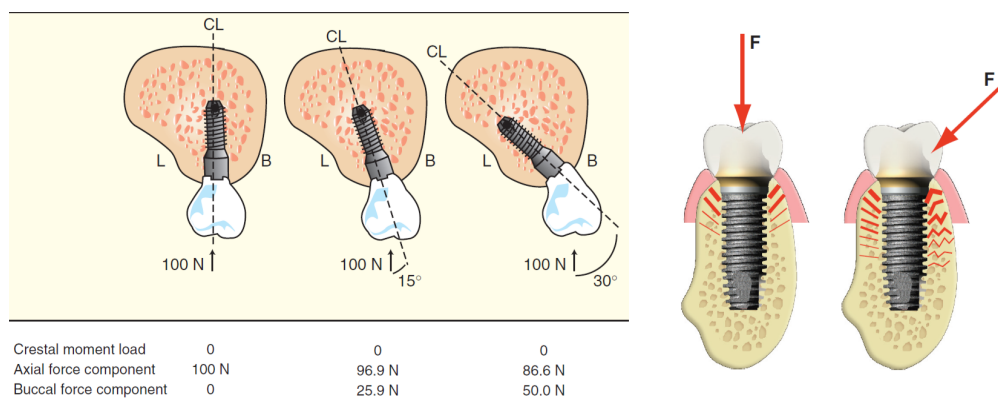


Figure 53- gauche : corrélation entre le degré de déviation de l'implant et la contrainte exercée en vestibulaire. Droite : la contrainte dépend également de l'angulation de la force elle-même (Misch E. 2015)

- ✚ Une réduction de **l'inclinaison des cuspides** : la morphologie occlusale influence sur la direction des forces (voir plus loin).

	(Eckert 2015)	(Kim et al. 2005)	(Gross 2008)	(Misch E. 2015)	(Hobkirk 2015)	(Koyano et Esaki 2015)	(Sheridan et al. 2016)
Cantilever		-Infraclusion sur le cantilever (100µm), -peu de contacts en latéralités - < 15mm : meilleure survie , < 10-12mm si os défavorable	Controversé si > 1 prémolaire en distal	Réduire les contacts occlusaux	10mm, maximum 15mm	Induit des complications techniques	Réduire la longueur
Largeur de la table occlusale	Réduire la largeur de la table occlusale	-Réduction 30-40% de la largeur en région molaire -résorption maxillaire : occlusion croisée	réduire en V à la mandibule et en L au maxillaire				Réduire la table occlusale voire occlusion croisée
Ratio couronne-implant			< 1	Réduire : risque de levier vertical pour les forces latérales		Pas d'effet significatif démontré sur la perte osseuse	Réduire
adaptation prothétique passive							Oui
Aire de surface implantaire		Limiter la différence de largeur entre implant et couronne	Limiter la différence de largeur entre implant et couronne			Pas de lien diamètre implantaire et taux de survie	
Fosse centrale		1,5 mm – liberté en RC		2-3 mm	En contact avec la cuspide d'appui		
Angulation des implants			à angle droit du plan d'occlusion	-Perpendiculaires aux courbes de Spee et Wilson -réduire le contact occlusal sur les implants angulaires proportionnellement à leur angulation	-Implant à 90° du PO - angulation implant / couronne max 30°	Taux de survie similaire entre implants angulés / droits	

Tableau 1 - Recommandations cliniques concernant les **directions** de forces

IV.4.4.3 Distribution des forces occlusales et prématurités

La répartition des contraintes, tant statiques que cinématiques, permet de réduire le risque de fracture et possiblement de résorption osseuse. L'objectif est d'éviter qu'à aucun moment un seul implant ne soit en charge de l'intégralité des forces occlusales.

✚ **L'augmentation du nombre de points de contacts statiques** diminue le stress osseux d'après une AEF (Sheridan et al. 2016). Les contacts occlusaux doivent être simultanés, équitablement répartis bilatéralement, antérieurement et postérieurement, sans présenter d'interférences entre la position rétruse et la position habituelle. Ils peuvent être réduits sur les implants biomécaniquement défavorables (Kim et al. 2005). L'absence de prématurité ou d'interférence est particulièrement importante du fait de l'altération de la perception occlusale.

Selon (Misch E. 2015), les contacts postérieurs se placent idéalement au niveau de la fosse centrale modifiée, éventuellement sur les crêtes marginales si les implants sont solidarités. On remarque que pour les couronnes transvissées, le matériau de recouvrement de la vis de transfixation représente une zone de fragilité : les contacts occlusaux sont donc souvent déportés autour de l'émergence de l'implant, favorisant les effets de levier.

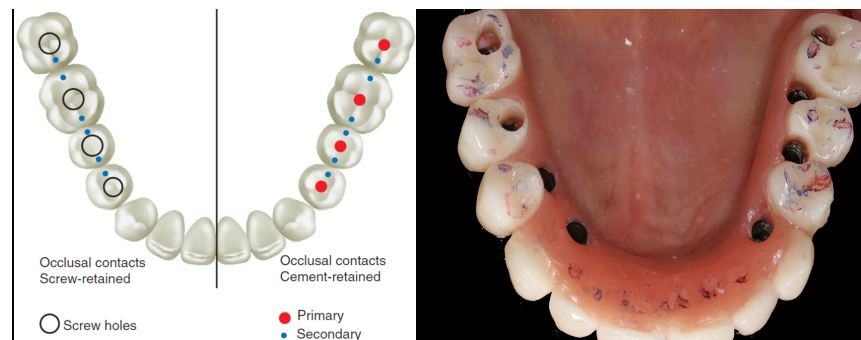


Figure 54- répartition des contacts statiques selon le type de prothèse scellée ou transvissée (Misch E. 2015) – prothèse transvissée (B. Tavernier).

✚ (Esquivel-Upshaw et al. 2014) ont enregistré sur 87 bridges prémolo-molaires de 3 éléments implanto-portés (céramo métalliques ou céramo-céramiques) les points de contact en OIM et en latéroclusion le jour de leur réalisation. Le seul critère de réglage occlusal mentionné est la présence d'un contact léger en occlusion statique avec un papier de 8µm. Puis un suivi

régulier durant trois ans a été réalisé, pour analyser le type de fractures rencontrées et leur localisation. Lors de fractures occlusales, ils observent une association significative entre la zone de fracture et le point de contact en OIM, mais pas avec le contact en latéralité s'il existe. Notons cependant que les réglages occlusaux initiaux ne sont pas du tout décrits, rendant les résultats difficilement interprétables.

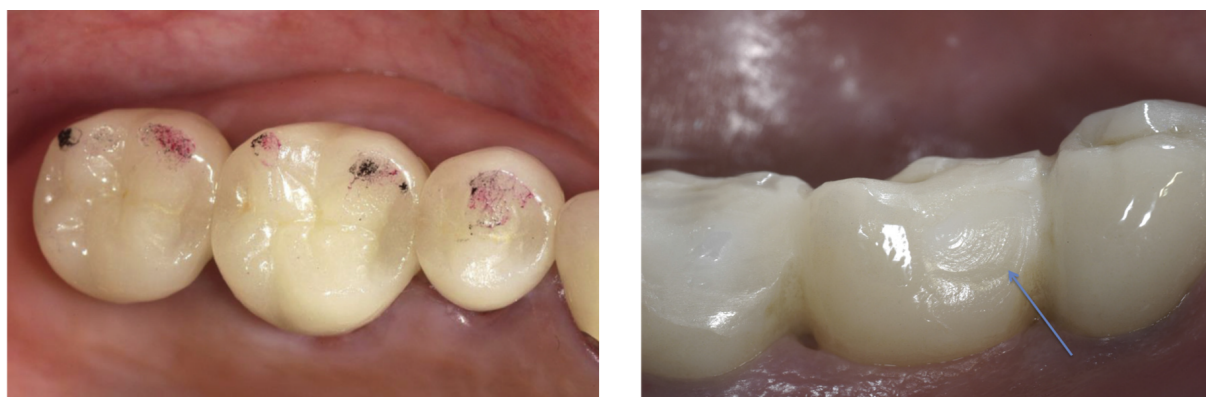


Figure 55 - marquage des points de contacts statiques et en latéralité le jour de la pose – analyse de la fracture survenue à J-298 (Esquivel-Upshaw et al. 2014)

✚ **L'augmentation du nombre d'implants** permet d'améliorer la répartition des contraintes (Hobkirk 2015). Le nombre d'implants nécessaires pour les bridges complets supra-implantaires varie selon l'arcade. Au maxillaire, on admet 6 à 8 implants. Une reconstruction sur 4 implants est controversée, tandis que 10 implants pourraient être un sur-traitement. A la mandibule, 5 à 8 implants sont acceptés, 3-4 implants controversés, 10 implants seraient également un sur-traitement (Gross 2008). Il n'y a pas de différence significative en terme de perte osseuse marginale entre des PFCIS supportées par 4 implants ou plus à la mandibule (selon 3 essais cliniques randomisés sur de larges échantillons et pour une longue période d'observation) ; pas de différence démontrée non plus pour 4 ou 6 implants au maxillaires (basé sur deux essais randomisés sur de petits échantillons et pour une courte période) (Koyano et Esaki 2015).

✚ Le choix du schéma occlusal

Il n'y a pas d'étude clinique contrôlée comparant le succès implantaire selon le schéma occlusal, donc **il n'y a pas de preuve en faveur d'un design occlusal spécifique**. En effet, trop de paramètres influent sur la survie des implants, rendant cette étude irréalisable. Une étude de cohorte (n=56, 3 mois) montre que la guidance canine est un facteur de risque de perte de vis (Koyano et Esaki 2015). Selon les études de *survie* toutefois, les prothèses présentent un taux similaire quel que soit le schéma utilisé. En conséquence, à défaut d'avoir un schéma de référence, les recommandations actuelles ont pour objectif de limiter le stress biomécanique qui est lui considéré comme un facteur de risque de complications (Gross 2008; Hobkirk 2015).

(Eckert 2015) recommande de privilégier la désocclusion postérieure par schéma de **protection mutuelle** ou bien une **fonction de groupe totale**, avec contacts simultanés antérieurs et postérieurs côté travaillant, et pas de contacts non travaillants (idéal dans le cas de prothèses en résine en prévision de l'usure de la fonction de protection mutuelle). Les mouvements excentrés doivent être doux sans interférence.

(Göre et Evlioğlu 2014) comparent dans une AEF la répartition des contraintes de bruxisme en fonction du schéma occlusal, en guidance canine et en fonction de groupe. Ils utilisent un modèle de bridge implantaire de canine à deuxième molaire. Les contraintes étaient plus importantes en fonction de groupe. Les auteurs concluent en faveur de l'utilisation de la **fonction canine** en bridge implanto-porté.

(Hobkirk 2015) préfère utiliser les paradigmes de la prothèse amovible complète avec l'utilisation du **schéma occlusal balancé** (au moins sur une balance à trois points), facilité par une occlusion lingualisée. L'objectif est d'éviter la création d'une guidance excursive sur un implant unitaire.

(Kim et al. 2005) recommandent des mouvements d'excursion latérale doux, sans interférences travaillante / non travaillante. Les contacts travaillants devraient être placés aussi antérieurement que possible pour éviter la surcharge postérieure. La guidance canine augmente le risque d'altération du puits de vis sur le site canin à cause de la concentration de stress. Citant Hobkirk 1996, ils ajoutent que l'occlusion balancée serait possiblement plus protectrice que la fonction de groupe.

(Gross 2008) constate que le principe de protection mutuelle s'appliquant en denture naturelle n'est pas forcément applicable pour la protrusion en prothèse supra-implantaire. Bien qu'il y ait une ostéoperception, sa contribution à une fonction de protection neuromusculaire des dents antérieures est inconnue. La région canine ne semble pas avoir les mêmes propriétés biomécaniques et sensorielles que les canines naturelles. Cependant, la mandibule forme un **levier de classe III**, c'est-à-dire que les forces exercées près de l'articulation sont plus importantes que les forces qui en sont éloignées : cet effet pourrait jouer un rôle pour réduire la charge appliquée entre les dents antérieures. C'est pourquoi il peut être accepté de reconstruire **en schéma de protection mutuelle autant qu'en fonction de groupe faiblement inclinée**, avec une répartition optimale des contraintes. En proclulsion, la désocclusion postérieure doit être aussi faible que possible. Par ailleurs, il n'y a pas de preuve suffisante quant à l'intérêt d'obtenir des contacts non travaillants. Le choix de schéma occlusal dépend des **déterminants cliniques individuels** : de l'esthétique en priorité (conditionnant le montage antérieur), de la relation squelettique (une classe II.1 ou III squelettique, en protrusion et en guidance travaillante, pourrait bénéficier d'un guidage plat avec une distribution optimale des charges excursives sur le plus de piliers possibles, avec de faibles contacts en guidage pour minimiser le risque mécanique), de la distribution des implants, de la DVO, du support postérieur, du ratio couronne/implant, de l'orientation esthétique du plan d'occlusion, de la solidarisation ou non des implants etc. Il n'y a donc pas de recommandation unique.

(Misch E. 2015) est en faveur du schéma de **protection mutuelle** au nom du principe de levier de classe III. Les forces exercées par les dents antérieures seules sont inférieures à celles exercées par les dents postérieures, bien qu'elles soient malgré tout plus fortes en PFCSI qu'en dents naturelles (par la perte de proprioception). Les incisives latérales doivent être impliquées dans les latéralités car elles ont une position encore plus antérieure. Il faudra éviter les contacts postérieurs additionnels en excursion (sauf exception en classe II.1. si le contact incisif n'est pas possible, impliquer la première prémolaire) : en effet, l'ajout d'un contact postérieur augmente la contraction musculaire et la force occlusale sur ces dites dents postérieures, mais également sur les dents antérieures impliquées dans l'excursion. La fonction de groupe ne serait donc pas indiquée en PFCSI, comme cela a été démontré cliniquement par Jemt et al. il y aurait d'ailleurs plus de fractures en fonction de groupe (16.1%) qu'en protection mutuelle (3%).

D'autre part, la guidance antérieure doit être la plus atténuée possible, car pour chaque 10 degrés d'inclinaison supplémentaires, la charge augmente de 30%. Pour rester supérieure à la pente condylienne, habituellement à 20-22° (sans quoi des contacts postérieurs apparaissent), la pente incisive est généralement réglée à 23-25°. Le recouvrement vertical, habituellement de 5mm, doit être également aussi faible que possible (< 4mm) tout en maintenant une désocclusion postérieure.



Figure - un recouvrement vertical antérieur de 3mm et une pente incisive à 25° permettent une désocclusion postérieure dans les excursions mandibulaires (Misch E. 2015)

Il existe donc différentes théories quant au choix du schéma occlusal. De fait, ce dernier est moins crucial que le nombre et la position des contacts occlusaux pour le risque de surcharge, d'après Wenneberg (2001) (Kim et al. 2005). Par ailleurs, tous parlent de l'absence d'interférences ; encore faudrait-il savoir avec quoi interfère-t-on : avec une trajectoire mandibulaire prédéfinie ? En fait, **il n'existe pas de preuve pour distinguer une véritable interférence dans le volume fonctionnel d'une simple anomalie de répartition des contacts en latéralité.**

La **solidarisation des implants** apporte plus de résistance aux mouvements latéraux, de rotation et aux parafunctions, notamment s'ils sont placés en tripode (Gross 2008; Hobkirk 2015). Cependant cela augmenterait les mouvements de balance. In vitro, il n'y a pas de différence entre une reconstitution segmentée ou en arcade complète (Gross 2008). Il est possible de réaliser l'arcade en un seul segment, avec deux attachements rigides en distal des canines. Cela maintient une biomécanique "d'arche" mais la prothèse peut être retirée en trois parties pour faciliter les réparations (Misch E. 2015).

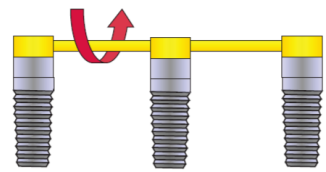


FIG 11-4 A linear arrangement of dental implants provides little resistance to rotational forces.

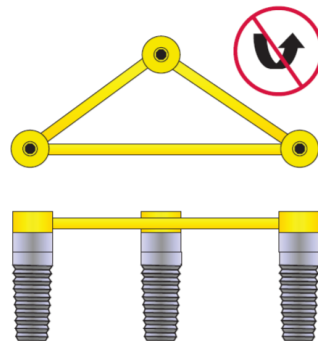


FIG 11-5 A triangular orientation of implants ("tripodization") will effectively resist rotational forces.

Figure 56 - organisation en tripode (Hobkirk 2015)

La **flexibilité du matériau de l'infrastructure** (métal, céramique) doit être adaptée au nombre d'implants soutenant le bridge (Eckert 2015). Il n'y a pas de justification en faveur d'un matériau occlusal préférentiel pour réduire la charge occlusal (Hobkirk 2015).

	(Esquivel-Upshaw et al. 2014)	(Göre et Evlioglu 2014)	(Eckert 2015)	(Kim et al. 2005)	(Gross 2008)	(Misch E. 2015)	(Hobkirk 2015)	(Koyano et Esaki 2015)	(Sheridan et al. 2016)
Répartition des contacts				Contacts -stables, -nombreux - répartis sur toute l'arcade -réduits sur les implants faibles	Répartition des charges	- RC -Absence de prématurités -contacts dans les fosses centrales dans l'axe de l'implant	Fosse centrale en opposition aux cuspidés d'appui, forces axiales		Contacts nombreux, bilatéralement, répartis sur toute l'arcade
Nombre d'implants					max : 6-8 implant (4 ? 10 ?) Mand : 5-8 (4 ? 10 ?)		Augmenter le nombre pour répartir la charge	Max : 4 ou 6 Mand :idem 4 ou plus	
Schéma occlusal	Plus de fractures sur le point d'OIM que de latéralité	Protection canine (mutuelle ?) meilleure que fonction de groupe	désocclusion postérieure par protection mutuelle ou fonction de groupe (pas de contacts non travaillants) Sans interférence Mouvement excentrique doux	Contacts travaillants les plus antérieurs Excursions douces sans interférences travaillantes/ non travaillantes Eviter guidage canin Balancée > fonction de groupe	Protection mutuelle ou fonction de groupe avec une faible désocclusion non travaillante	Protection mutuelle inclure les incisives latérales Pente incisive et recouvrement les plus faibles possibles (d'après la pente condylienne et l'esthétique).	Bilatéralement équilibré Occlusion lingualisée		
Solidarisation				solidariser	relier les implants adjacents - controversé	Relier avec 2 attachements rigides en D des canines en un seul arc	Solidarisés En tripode		
Matériau			Si peu d'implant, infrastructure métallique moins rigide				pas de matériau préférentiel pour les surfaces occlusales plus qu'un autre	connection externe ou interne prothèse scellée / transvissée	

Tableau 2 - Recommandations cliniques concernant la **distribution** des forces

IV.4.4.4 Durée de la force et habitudes parafunctionnelles

Les parafunctions sont les forces de plus forte amplitude et les plus fréquemment exercées (Misch E. 2015). Il s'agit de les mettre en évidence en amont du traitement pour adapter la conception prothétique : inclinaisons de guidages applaties, augmentation du nombre d'implant et du support osseux, réduction de la DVO pour limiter le ratio couronne/Implant, diminuer la surface de céramique. Après la pause, le port d'une protection nocturne prévient les effets délétères (Kim et al. 2005; Gross 2008).

IV.4.4.5 Morphologies cuspidiennes

L'anatomie occlusale peut beaucoup influencer à la fois **la direction, la magnitude et la distribution** des forces. En prothèse sur dent naturelle, les cuspides sont conçues à 30 degrés, une cuspide acérée étant considérée comme plus esthétique et plus efficace pour l'incision (Misch E. 2015).

Tous les auteurs (Kim et al. 2005; Klineberg et al. 2012; Eckert 2015; Hobkirk 2015; Misch E. 2015; Sheridan et al. 2016) recommandent une **réduction de l'angulation cuspidienne** dans les secteurs postérieurs pour limiter le bras de levier et favoriser les forces axiales. Les faces occlusales, sans être plates, doivent permettre une liberté de mouvements latéraux par un recouvrement vertical minimal.

Selon la revue de Misch, un contact occlusal sur une seule des cuspides de la table occlusale induit une force latérale même si ce contact n'est pas prématuré. Donc une inclinaison cuspidienne élevée augmente le risque biomécanique sans bénéfice observable, d'après l'auteur. Du point de vue de l'apposition osseuse, les forces non axiales émises durant la mastication ne seraient pas nuisibles cliniquement car elles sont transitoires, mais ces mêmes forces exercées de façon prolongée en parafunction (clenching, grinding) pourraient atteindre le seuil critique de résorption (Klineberg et al. 2012). Cependant il faut souligner que des forces répétées implique une fatigue mécanique pouvant entraîner une dégradation du matériau provoquant la rupture pour des contraintes peu élevées.

Une AEF (Rungsiyakull 2011) a étudié l'influence de la conception occlusale sur le remodelage osseux selon différentes inclinaisons de cuspides (0, 10, 30°) et différents points de

contact (dans la fosse, décalage horizontal de 1 et 2mm). L'inclinaison cuspidienne et la dimension de la table occlusale avaient un effet significatif sur la distribution et la magnitude du stress. On observe une augmentation de la concentration des charges sur l'os coronaire avec l'angulation des cuspides et la taille de la table occlusale. De plus, les forces exercées dans la fosse centrale étaient mieux réparties. Toutefois, d'après un algorithme simulant le remodelage osseux sur 48 mois, les pentes cuspidiennes élevées induisent un remodelage plus rapide et un os plus dense. Cependant, l'augmentation des pentes cuspidiennes augmentait également la magnitude de stress normal et de cisaillement, qui peuvent endommager la limite os-implant, et induire des micro-mouvements. **Une faible pente cuspidienne induit donc un plus faible engagement osseux et une plus longue période de cicatrisation, mais réduit le stress mécanique.** Ces résultats nécessitent une validation clinique (Klineberg et al. 2012).

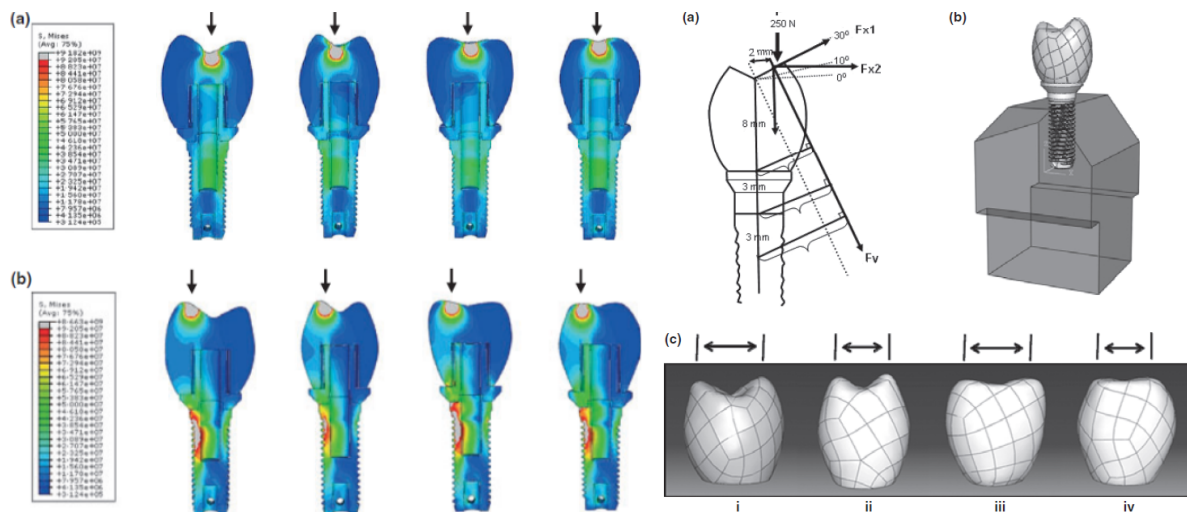


Figure 57 - distribution du stress sur 4 modèles étudiés : angulations cuspidiennes à 10° ou 30°, tables occlusales de 4 ou 6 mm, pour des forces appliquées sur la fosse centrale ou à 2mm (Klineberg et al. 2012)

L'ensemble de ces paramètres à prendre en compte pour une reconstruction occlusale impliquent une planification rigoureuse en amont de la chirurgie, par un diagnostic clinique, radiographique, et une prévisualisation sur articulateur (Gross 2008; Hobkirk 2015).

Synthèse de la partie IV

La conception prothétique supra-implantaire doit tenir compte de certaines spécificités cliniques, notamment l'ankylose, l'ostéoperception, les perturbations fonctionnelles. Le réapprentissage fonctionnel est permis grâce à la neuroplasticité cérébrale et particulièrement corticale.

Les recommandations occlusales en PFCSI sont principalement d'ordre mécanique. Elles incluent :

- Une occlusion statique de référence
- Une limitation des forces non axiales sur les implants : cantilever, off-set, ratio couronne/implant, implants hors du couloir prothétique, réduction des tables occlusales, grande liberté en RC avec des fosses centrales plates, une diminution des inclinaisons cuspidiennes
- Une répartition des forces perçues : nombre d'implants suffisant, contacts nombreux et répartis sur l'arcade, schéma occlusal approprié, solidarisation des implants et matériau adapté
- Un dépistage des parafunctions, qui représentent un facteur de risque occlusal.

La notion de volume fonctionnel évoque spontanément celle de schéma occlusal. Deux concepts majeurs s'opposent : le levier de classe III, favorable à une désocclusion par les dents les plus antérieures, et la répartition des contraintes, favorable à une distribution maximale des contacts en excursions. Le principe de protection mutuelle a pour avantage de se décharger de la préoccupation des morphologies et angulations cuspidiennes postérieures, et se rapproche de la configuration en denture naturelle. Cependant, il n'existe pas de preuve neurologique justifiant de reproduire le schéma naturel. Un même schéma occlusal peut avoir un champ fonctionnel plus ou moins fermé. En fait, la question du choix occlusal est en réalité une problématique mécanique indépendante du choix de l'enveloppe fonctionnelle.

V. Conclusion

La cinématique mandibulaire est encadrée par des limites anatomiques et des mécanismes neurologiques.

Après édentement, les éléments anatomiques résiduels que sont l'ATM, la neuromusculature et les rapports des bases osseuses, laissent une fenêtre thérapeutique relativement large. On validera *a minima* l'absence de signes cliniques induits par les nouvelles configurations occlusales.

Bien que quelques études montrent la persistance d'une certaine mémoire occlusale, la neuroplasticité suppose une adaptation aux changements occlusaux en PFCSI. Il ne semble donc pas nécessaire de reconstruire l'enveloppe fonctionnelle originelle.

Les protocoles d'enregistrement d'un champ fonctionnel de référence sont rares, en dento-porté comme en implanto-porté, et manquent de validation scientifique. Souvent, les cliniciens transfèrent des paradigmes utilisés en denture naturelle. Etant donné le manque d'informations pour prévoir les déplacements fonctionnels mandibulaires et l'importance des variations inter-individuelles, la bonne adaptation du patient à une nouvelle cinématique ne semble pouvoir être validée qu'*a posteriori*. « Les patients ne sont pas des machines et une occlusion ne peut être jugée que sur la réaction qu'elle produit sur les tissus du système avec laquelle elle interagit » (Davies et Gray 2001).

Alors que les réparations anatomiques des autres membres du corps sont accompagnées d'un programme de rééducation, celui-ci fait défaut pour les réhabilitations orales (Kumar et al. 2018).

A l'instar de la PAC, dont la conception est axée sur la stabilité prothétique, en PFCSI la préoccupation principale est la pérennité mécanique du système implantaire. Priorité est donnée à la conception occlusale favorisant la distribution et l'orientation axiale des forces, au détriment peut-être d'une recherche d'un champ fonctionnel optimal. Pourtant, une meilleure compréhension de la physiologie des mouvements mandibulaires pourrait optimiser la biomécanique prothétique.

Ceci implique des modifications du recouvrement et du surplomb, des angulations cuspidiennes et de la morphologie des zones occlusales de contact. On peut s'interroger sur les

conséquences de telles concessions morphologiques au nom de la résistance mécanique. La question reste ouverte quant à savoir dans quelle mesure l'occlusion implantaire doit différer de l'occlusion dentaire (Koyano et Esaki 2015). Doit-on mimer la nature ou créer un système purement mécanique ?

Les répercussions possibles concernent en premier lieu la stabilité de l'occlusion statique. L'élargissement des fosses centrales et l'aplanissement des cuspidés pourraient remettre en question le calage occlusal, les contacts répartiteurs et le risque de morsure jugale.

D'autre part, de telles morphologies impactent potentiellement l'efficacité masticatoire, avec des conséquences nutritionnelles, psychologiques, voire cognitives.

« La formule 'la forme suit la fonction' a été mal comprise. Forme et fonction devraient être unies dans une union spirituelle » Frank Loyd Wright (Romerowski et Bresson 2016).

Annexe – Niveau de Preuve

La classification utilisée est celle de la Haute Autorité de Santé (HAS) publiée en 2013 :

Grade des recommandations	Niveau de preuve scientifique fourni par la littérature
A Preuve scientifique établie	Niveau 1 - essais comparatifs randomisés de forte puissance ; - méta-analyse d'essais comparatifs randomisés ; - analyse de décision fondée sur des études bien menées.
B Présomption scientifique	Niveau 2 - essais comparatifs randomisés de faible puissance ; - études comparatives non randomisées bien menées ; - études de cohortes.
C Faible niveau de preuve scientifique	Niveau 3 - études cas-témoins.
	Niveau 4 - études comparatives comportant des biais importants ; - études rétrospectives ; - séries de cas ; - études épidémiologiques descriptives (transversale, longitudinale).

Doc	Auteur (date)	Titre	Type d'étude	N. de preuve
Article	Batista et al. (2008)	Progressive recovery of osseoperception as a function of the combination of implant-supported prostheses	Etude comparative (n=29)	4
Article	Boileau M-J, (2008)	Physiologie et physiopathologie de la mastication	Revue de littérature	2
Livre	Boucher Y, Braud A. (2014)	Innervation et microcirculation parodontale.	-	-
Livre	Boucher Y, Braud A. (2014)	Perception péri-implantaire	-	-
Article	Brånemark PI, et al. (1995)	Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism	Etude rétrospective (n=156)	4
Article	Bueno-Samper A. et al. (2015)	The implant-supported milled bar overdenture: a literature review. Med Oral Patol Oral Cirugia Bucal	Revue de littérature	2
Article	Davies S, Gray RM (2001)	What is occlusion?	Revue de littérature	2
Thèse	Duverger J, Le Texier S. (2011)	Analyse occlusale de fin de traitement en orthodontie règles et recommandations	-	-
Livre	Eckert S. (2015)	Implant Rehabilitation and Clinical Management.	-	-
Article	Esquivel-Upshaw JF et al (2014)	Fracture analysis of randomized implant-supported fixed dental prostheses	Essai randomisé (n=89)	4
Article	Feine JS et al (2002)	The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients.	-	-
Article	Gibbs CH et al. (1982)	Comparison of typical chewing patterns in normal children and adults	Etude comparative	2
Article	Göre E, Evlioğlu G. (2014)	Assessment of the effect of two occlusal concepts for implant-supported fixed prostheses by finite element analysis in patients with bruxism	Etude comparative in vitro	-

Article	von der Gracht I et al. (2017)	EMG correlations of edentulous patients with implant overdentures and fixed dental prostheses compared to conventional complete dentures and dentates: a systematic review and meta-analysis	Revue systématique et méta-analyse	1
Article	Grigoriadis A. et al (2011)	Adaptability of mastication in people with implant-supported bridges	Etude comparative (n=26)	2
Article	Grigoriadis J. et al (2017)	Perturbed oral motor control due to anesthesia during intraoral manipulation of food	Essai randomisé (n=30)	1
Article	Grigoriadis J. et al (2016)	Motor behavior during the first chewing cycle in subjects with fixed tooth- or implant-supported prostheses	Etude comparative (n=31)	2
Article	Gross M. (2008)	Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts.	Revue de littérature	2
Livre	Gross M et al. (2015)	The Science and Art of Occlusion and Oral Rehabilitation.	-	-
Article	Hara T. (2017)	The evolution of research on occlusion and brain function	Revue de littérature	4
Article	Haraldson T. (1983)	Comparisons of chewing patterns in patients with bridges supported on osseointegrated implants and subjects with natural dentitions	Etude comparative (n=23)	4
Livre	Hobkirk J. (2015)	Occlusion and Principles of Oral Implant Restoration.	-	-
Livre	Hüe O, Berteretche M-V (2003)	Prothèse complète: réalité clinique, solutions thérapeutiques	-	-
Article	Inoue T. et al (1989)	Modifications of masticatory behavior after trigeminal deafferentation in the rabbit.	Etude comparative (n=18)	4
Article	Johansson AS et al (2006)	Impaired masticatory behavior in subjects with reduced periodontal tissue support	Etude comparative (n=22)	4
Article	Johnsen SE et al. (2007)	Forces applied by anterior and posterior teeth and roles of periodontal afferents during hold-and-split tasks in human subjects	Etude comparative (n=20)	4
Article	Karlsson S et al (1990)	Characteristics of mandibular masticatory movement in young and elderly dentate subjects	Etude comparative (n=44)	2
Article	Kataoka T et al (2013)	The influence of craniofacial morphology on mandibular border movements	Etude comparative (n=100)	1
Article	Kim D-S et al (2010)	Correlation between 3-dimensional facial morphology and mandibular movement during maximum mouth opening and closing	Etude comparative (n=22)	4
Article	Kim Y et al (2005)	Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale	Revue de littérature	2
Article	Kimoto K et al (2011)	Chewing-induced regional brain activity in edentulous patients who received mandibular implant-supported overdentures: a preliminary report.	Essai clinique (n=4)	4
Article	Klineberg I et al (2005)	A consensus statement on osseoperception	Consensus	4
Article	Klineberg I et al (2012)	Occlusion on implants – is there a problem?	Revue de littérature	4
Article	Kobayashi Y et al (2009)	Masticatory path pattern during mastication of chewing gum with regard to gender difference	Etude comparative (n=100)	1

Article	Kobayashi Y et al (2009)	Differences in masticatory function of subjects with different closing path	Etude comparative (n=160)	1
Article	Koyano K et al (2015)	Occlusion on oral implants: current clinical guidelines.	Revue systématique	1
Article	Kubota T 2015	Influence of surgical orthodontic treatment on masticatory function in skeletal Class III patients	Etude comparative (n=29)	2
Article	Kumar A 2015	Effects of short-term training on behavioral learning and skill acquisition during intraoral fine motor task	Essai clinique (n= 30)	2
Article	Kumar A 2018	Bite or brain: Implication of sensorimotor regulation and neuroplasticity in oral rehabilitation procedures.	Revue de littérature	2
Article	Kumar A 2017	Training-induced dynamics of accuracy and precision in human motor control	Essai clinique (n=45)	2
Livre	Le Gall MG, Lauret J-F 2011	La fonction occlusale: implications cliniques	-	-
Conf.	Le Texier S (2018)	Volume Fonctionnel de la Cinématique Mandibulaire	Avis d'auteur	4
Livre	Lejoyeux J 1976	Prothèse complète	-	-
Article	Lundqvist S 1993	Speech and other oral functions. Clinical and experimental studies with special reference to maxillary rehabilitation on osseointegrated implants.	Etude de cohorte (n=21)	2
Article	Luraschi J 2012	Mechanosensation and maximum bite force in edentulous patients rehabilitated with bimaxillary implant-supported fixed dental prostheses.	Etude comparative (n=21)	4
Livre	Misch E. 2015	Occlusal Considerations for Implant-Supported Prostheses- Implant-Protective Occlusion	-	-
Article	Mishra SK 2016	Osseoperception in Dental Implants: A Systematic Review	Revue systématique	1
Article	Morquette P 2012	Generation of the masticatory central pattern and its modulation by sensory feedback	Revue de littérature	2
Article	Ogawa T 2001	Different responses of masticatory movements after alteration of occlusal guidance related to individual movement pattern	Essai clinique (n=20)	2
Article	Onozuka M, 2003	Age-related changes in brain regional activity during chewing: a functional magnetic resonance imaging study	Etude comparative (n=32)	2
Livre	Orthlieb J-D 2011	Gnathologie fonctionnelle. Volume 2, Occlusion et reconstruction prothétique.	-	-
Article	Paterson AH 1927	Establishing the Prosthetic Curves of Occlusion on the Bite Blocks in Full Denture Construction	Avis d'auteur	4
Article	Peyron M-A 2004	Influence of Age on Adaptability of Human Mastication	Etude comparative (n=67)	1
Article	Piancino MG, 2016	Effects of therapy on masseter activity and chewing kinematics in patients with unilateral posterior crossbite	Etude comparative (n=55)	1
Article	Piancino MG, 2017	From periodontal mechanoreceptors to chewing motor control: A systematic review	Revue systématique	1

Article	Proeschel PA 2006	Chewing Patterns in Subjects with Normal Occlusion and With Malocclusions	Etude comparative (n=284)	1
Article	Romerowski J 2016	Occlusion et implantologie	Avis d'auteur	4
Livre	Romerowski J et al 2015	L'occlusion, mode d'emploi	-	-
Article	Schwaab LM 1986	Comparison of chewing cycles in 2-, 3-, 4-, and 5-year-old normal children	Etude comparative (n=56)	1
Article	Sheridan RA 2016	The Role of Occlusion in Implant Therapy: A Comprehensive Updated Review	Revue systématique	1
Article	Shiga H 2009	Relationship between pattern of masticatory path and state of lateral occlusal contact	Etude comparative (n=50)	1
Livre	Squire LR 2009	Encyclopedia of Neuroscience	-	-
Article	Svensson KG 2013	Alterations in intraoral manipulation and splitting of food by subjects with tooth- or implant-supported fixed prostheses	Etude comparative (n=30)	1
Article	Svensson KG 2011	Impaired force control during food holding and biting in subjects with tooth- or implant-supported fixed prostheses	Etude comparative (n=30)	1
Livre	Svensson KG, Trulsson M. 2015b	Physiological Considerations of Oral Implant Function. In: Functional occlusion in restorative dentistry and prosthodontics	-	-
Article	Trulsson M 2005	Sensory and motor function of teeth and dental implants: A basis for osseoperception	Revue de littérature	2
Article	Trulsson M. 2007	Force encoding by human periodontal mechanoreceptors during mastication	Revue de littérature	2
Article	Trulsson M et al. 2012	From brain to bridge: masticatory function and dental implants	Revue de littérature	2
Article	Uesugi H, Shiga H. 2017	Relationship between masticatory performance using a gummy jelly and masticatory movement	Etude comparative (n=30)	2
Article	Vailati F, Carciofo S. 2016	Treatment planning of adhesive additive rehabilitations: the progressive wax-up of the three-step technique	Avis d'auteur	4
Article	Wada S et al 2001	Effect of loading on the development of nerve fibers around oral implants in the dog mandible	Essai préclinique (n=3)	4
Article	Watanabe A et al 2011	Occlusal contacting condition and masticatory function of 2 types of pattern that differ in the closing path of the mandibular incisal point during chewing	Etude comparative (n=15)	4
Article	Westberg K-G, Kolta A. 2011	The trigeminal circuits responsible for chewing	Revue de littérature	2

Article	Yan C et al. 2008	Neuroplasticity of edentulous patients with implant-supported full dentures	Etude comparative (n=20)	4
Article	Yashiro K et al. 2004	Stabilization of jaw-closing movements during chewing after correction of incisor crossbite	Etude comparative (n=21)	4
Article	Zhang H et al. (2016)	Can short-term oral fine motor training affect precision of task performance and induce cortical plasticity of the jaw muscles?	Etude comparative (n=15)	4

Table des illustrations

Figure 1 - Enveloppe limite des mouvements mandibulaires.....	5
Figure 2- Représentation de l'angle fonctionnel vestibulaire antérieur.....	6
Figure 3 - Représentation de l'angle fonctionnel vestibulaire postérieur.....	6
Figure 4 - fonction de groupe et fonction canine.....	8
Figure 5 - Verrou occlusal en tripode.....	9
Figure 6 - Enveloppe fonctionnelle de la phonation.....	10
Figure 7 - cycle masticatoire en vue frontale.....	11
Figure 8 – guidage de la cuspside distovestibulaire mandibulaire jusqu'à l'OIM.....	12
Figure 9 - enregistrement numérique de la cinématique dentaire et condylienne.....	13
Figure 10 - enveloppe limite et cycle masticatoire chez l'enfant et l'adulte.....	14
Figure 11 - Cycle masticatoire en vue frontale.....	15
Figure 12 - mouvement de Bennett et angle de Bennett.....	18
Figure 13 - Fréquence des différents patterns de mastication.....	19
Figure 14 - Fréquence des différents patterns de mastication.....	20
Figure 15 - inversion de l'entrée et de la sortie de cycle sur les patients avec inversé d'articulé postérieur.....	21
Figure 16 - Classification des différents cycles masticatoires en vue frontale.....	22
Figure 17 - amplitude de cycle masticatoire en classe I, supraclusion et absence de guidage antérieur (Gross et al. 2015).....	23
Figure 18 - cycle masticatoire à T1 (pré-opératoire), T2 (6 mois post-opératoire), contrôle (Kubota et al. 2015).....	24
Figure 19 - chemin de fermeture en vue frontale avant et après correction orthodontique de l'inversé d'articulé incisif (Yashiro et al. 2004).....	26
Figure 20 - Comparaison des angles de bordure (tracés les plus externes) et de mastication chez les patients en classe I, II, deep bite, prognathes et rétrognathes.....	27
Figure 21 – chemin d'ouverture convexe (cl1) et concave (cl2) (Shiga et al. 2009).....	29
Figure 22 - gouttière d'enregistrement cinématique et programmation de la table incisive à l'aide d'une pâte thermoplastique.....	30
Figure 23 - Schéma de l'innervation parodontale.....	32
Figure 24 - schéma général de l'innervation sensitive.....	33
Figure 25 - les MRP ont une densité et une direction préférentielle d'activation différente selon les secteurs dentaires considérés.....	35
Figure 26 - relation entre la force (N) et la réponse des MRP (impulsion/seconde).....	36
Figure 27 – précision de découpe chez les patients anesthésiés (Ane, gris) et contrôles (nAne, blanc) (Grigoriadis et al. 2017).....	37
Figure 28 – Les mouvements mandibulaire lors d'un « hold-and-split » sont similaires avant et après anesthésie (Grigoriadis et al. 2017).....	38
Figure 29 - d'après Landgren et Olsson 1977 – le CST dans le tronc cérébral en vue dorsale (A) et en coupes (B).....	40
Figure 30 - représentation schématique des afférences sensorielles.....	41
Figure 31- représentation de l'homunculus dans le cortex sensitif.....	43
Figure 32- cortex cérébral et système limbique.....	44
Figure 33 - comparaison des forces de préhension (d'une cacahuète).....	49
Figure 34 - comparaison de l'activité électromyographique normalisée moyenne sur 4 muscles masticateurs pendant la mastication d'aliment dur (noir) et mou (blanc), entre patients dentés et PFCSI.....	50

Figure 35 - fragmentation de gélatines dures (vertes) et molles (jaunes) au bout de 5 cycles masticatoires, chez les patients dentés et PFCI (Svensson et Trulsson 2015).....	51
Figure 36 - comparaison des pourcentages de réussite d'une tâche de découpe d'une dragée en deux parties égales, en denture naturelle (Nat), en bridge complet fixe dento-porté (TSP) et PFCSI (ISP) (Svensson et al. 2013)	52
Figure 37- précision de découpe de dragées en deux parties égales, en denture naturelle, en bridge complet supra-dentaire et PFCSI (Svensson et Trulsson 2015).....	52
Figure 38 - comparaison des premiers cycles masticatoires en vue frontale jusqu'à la découpe de la noisette, en denture naturelle, bridge dento-porté et PFCSI (Grigoriadis et al. 2016)	53
Figure 39 - le changement d'angulation cuspidienne en PAC peut modifier ou non la largeur du cycle masticatoire (Hüe et Berteretche 2003)	53
Figure 40 - schéma d'une coupe histologique de l'interface ostéo-implantaire. A gauche (I - jaune) l'implant, à gauche (BM - bleu) l'os, OND : fibres nerveuses positives au NFP (Wada et al. 2001)	57
Figure 41 – IRMf durant une tâche de clenching chez des patients réhabilités en PAC (A) et en PFCSI (C) (Yan et al. 2008) BA : Aires de Brodmann (BA3 : S1, BA4 : M1).....	60
Figure 42- diagramme des zones d'activation cérébrales en PAC (CD), PAC retenue (IOD) et PFCSI (IFD) - (Yan et al. 2008)	61
Figure 43 – FGP (Le Gall et Lauret 2011)	68
Figure 44 - bourrelets d'occlusion individuels obtenus par l'interposition de pâte abrasive durant les mouvements fonctionnels (Lejoyeux 1976)	68
Figure 45 - correction des sous-guidages par adjonction de résine ou cire (Le Gall et Lauret 2011).....	71
Figure 46 - enregistrement de la cinématique mandibulaire et des paramètres condyliens www.facebook.com/modjaw (vérifier)	72
Figure 47 - effet cantilever (Hobkirk 2015)	74
Figure 48 - offset loads ou bascule vestibulaire (Hobkirk 2015).....	75
Figure 49 - positionnement idéal de la table occlusal au-dessus de l'implant (superposition de la vis de cicatrisation) - positionnement des implants maxillaires (courtoisie B. Tavernier)...	75
Figure 50 - gauche : réduction de la table occlusale en vestibulaire à la mandibule (courtoisie B. Tavernier).....	76
Figure 51 - l'implant est sous la cuspidale L, la face V en extension pour l'esthétique (Misch E. 2015).....	76
Figure 52 - Une réduction du ratio couronne/implant, générant un bras de levier vertical pour les forces non axiales (Misch E. 2015).....	76
Figure 53- gauche : corrélation entre le degré de déviation de l'implant et la contrainte exercée en vestibulaire. Droite : la contrainte dépend également de l'angulation de la force elle-même (Misch E. 2015)	77
Figure 54- répartition des contacts statiques selon le type de prothèse scellée ou transvissée (Misch E. 2015) – prothèse transvissée (B. Tavernier).....	79
Figure 55 - marquage des points de contacts statiques et en latéralité le jour de la pose – analyse de la fracture survenue à J-298 (Esquivel-Upshaw et al. 2014).....	80
Figure 56 - organisation en tripode (Hobkirk 2015)	84
Figure 57 - distribution du stress sur 4 modèles étudiés : angulations cuspidiennes à 10° ou 30°, tables occlusales de 4 ou 6 mm, pour des forces appliquées sur la fosse centrale ou à 2mm (Klineberg et al. 2012).....	87

Bibliographie

- Batista M, Bonachela W, Soares J. Progressive recovery of osseoperception as a function of the combination of implant-supported prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(6):565- 9.
- Boileau M-J, Sampeur-Tarrit M, Bazert C. Physiologie et physiopathologie de la mastication. *Encycl Méd-Chir - Chir Orale Maxillo-Faciale.* 2008;[22-008-A-15].
- Boucher Y, Braud A. Innervation et microcirculation parodontale. In: Bouchard P., éditeur. *Parodontologie & dentisterie implantaire.* Paris: Lavoisier Médecine Sciences; 2014. p. 39- 43.
- Boudreau SA, Hennings K, Svensson P, Sessle BJ, Arendt-Nielsen L. The effects of training time, sensory loss and pain on human motor learning. *J Oral Rehabil.* sept 2010;37(9):704- 18.
- Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(4):227- 31.
- Bueno-Samper A, Hernández-Aliaga M, Calvo-Guirado J-L. The implant-supported milled bar overdenture: a literature review. *Med Oral Patol Oral Cirugia Bucal.* 2010;15(2):375- 8.
- Davies S, Gray RM. What is occlusion? *Br Dent J.* 2001;191(5):235- 8.
- Duverger J, Le Texier S. Analyse occlusale de fin de traitement en orthodontie règles et recommandations [Thèse d'exercice : chirurgie dentaire]. [Paris]: Université Paris Diderot - Paris 7; 2011.
- Eckert S. Implant Rehabilitation and Clinical Management. In: Klineberg I. et Eckert S., éditeur. *Functional Occlusion in Restorative Dentistry and Prosthodontics.* St Louis: Elsevier; 2015. p. 153- 8.
- Enkling N, Heussner S, Nicolay C, Bayer S, Mericske-Stern R, Utz K-H. Tactile sensibility of single-tooth implants and natural teeth under local anesthesia of the natural antagonistic teeth. *Clin Implant Dent Relat Res.* avr 2012;14(2):273- 80.
- Esquivel-Upshaw JF, Mehler A, Clark AE, Neal D, Anusavice KJ. Fracture analysis of randomized implant-supported fixed dental prostheses. *J Dent.* 2014;42(10):1335- 42.
- Favre A, Le Texier S. Etude clinique de la reproductibilité dans le temps de l'enregistrement de la relation intermaxillaire de référence après obtention de la détente neuromusculaire par le port d'une gouttière [Thèse d'exercice : chirurgie dentaire]. [Paris]: Université Paris Diderot - Paris 7; 2011.
- Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(4):601- 2.
- Gibbs CH, Wickwire NA, Jacobson AP, Lundeen HC, Mahan PE, Lupkiewicz SM. Comparison of typical chewing patterns in normal children and adults. *J Am Dent Assoc.* 1982;105(1):33- 42.
- Göre E, Evlioglu G. Assessment of the effect of two occlusal concepts for implant-supported fixed prostheses by finite element analysis in patients with bruxism. *J Oral Implantol.* 2014;40(1):68- 75.
- von der Gracht I, Derks A, Haselhuhn K, Wolfart S. EMG correlations of edentulous patients with implant overdentures and fixed dental prostheses compared to conventional complete dentures and dentates: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(7):765- 73.

- Grigoriadis A, Johansson RS, Trulsson M. Adaptability of mastication in people with implant-supported bridges. *J Clin Periodontol*. 2011;38(4):395- 404.
- Grigoriadis J, Kumar A, Svensson P, Svensson KG, Trulsson M. Perturbed oral motor control due to anesthesia during intraoral manipulation of food. *Sci Rep*. 2017;7:46691.
- Grigoriadis J, Trulsson M, Svensson KG. Motor behavior during the first chewing cycle in subjects with fixed tooth- or implant-supported prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 2016;27(4):473- 80.
- Gross M. Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. *Aust Dent J*. 2008;53:S60- 8.
- Gross MD, Gracis S, Gamborena I, Meyenberg K. *The Science and Art of Occlusion and Oral Rehabilitation*. New Malden: Quintessence Publishing Company; 2015.
- Hara T, Kawanishi K, Ohno A, Iida S. The evolution of research on occlusion and brain function. *J Prosthodont Res*. 2017;61(1):6- 8.
- Haraldson T. Comparisons of chewing patterns in patients with bridges supported on osseointegrated implants and subjects with natural dentitions. *Acta Odontol Scand*. 1983;41(4):203- 8.
- Hobkirk J. Occlusion and Principles of Oral Implant Restoration. In: Klineberg I. et Eckert S., éditeur. *Functional occlusion in restorative dentistry and prosthodontics*. St Louis: Elsevier; 2015. p. 143- 51.
- Hüe O, Berteretche M-V. *Prothèse complète: réalité clinique, solutions thérapeutiques*. Paris: Quintessence international; 2003.
- Inoue T, Kato T, Masuda Y, Nakamura T, Kawamura Y, Morimoto T. Modifications of masticatory behavior after trigeminal deafferentation in the rabbit. *Exp Brain Res*. 1989;74(3):579- 91.
- Johansson AS, Svensson KG, Trulsson M. Impaired masticatory behavior in subjects with reduced periodontal tissue support. *J Periodontol*. 2006;77(9):1491- 7.
- Johnsen SE, Svensson KG, Trulsson M. Forces applied by anterior and posterior teeth and roles of periodontal afferents during hold-and-split tasks in human subjects. *Exp Brain Res*. 2007;178(1):126- 34.
- Karlsson S, Carlsson GE. Characteristics of mandibular masticatory movement in young and elderly dentate subjects. *J Dent Res*. 1990;69(2):473- 6.
- Kataoka T, Kawanabe N, Shiraga N, Hashimoto T, Deguchi T, Miyawaki S, et al. The influence of craniofacial morphology on mandibular border movements. *Cranio J Craniomandib Pract*. 2013;31(1):14- 22.
- Kim D-S, Choi S-C, Lee S-S, Heo M-S, Huh K-H, Hwang S-J, et al. Correlation between 3-dimensional facial morphology and mandibular movement during maximum mouth opening and closing. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*. 2010;110(5):648- 56.
- Kim Y, Oh T-J, Misch CE, Wang H-L. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(1):26- 35.
- Kimoto K, Ono Y, Tachibana A, Hirano Y, Otsuka T, Ohno A, et al. Chewing-induced regional brain activity in edentulous patients who received mandibular implant-supported overdentures: a preliminary report. *J Prosthodont Res*. 2011;55(2):89- 97.
- Klineberg I, Calford M, Dreher B, Henry P, Macefield V, Miles T, et al. A consensus statement on osseoperception. *Clin Exp Pharmacol Physiol*. 2005;32(1- 2):145- 6.

- Klineberg IJ, Trulsson M, Murray GM. Occlusion on implants – is there a problem? *J Oral Rehabil.* 2012;39(7):522- 37.
- Kobayashi Y, Shiga H, Arakawa I, Yokoyama M, Nakajima K. Masticatory path pattern during mastication of chewing gum with regard to gender difference. *J Prosthodont Res.* 2009a;53(1):11- 4.
- Kobayashi Y, Shiga H, Yokoyama M, Arakawa I, Nakajima K. Differences in masticatory function of subjects with different closing path. *J Prosthodont Res.* 2009b;53(3):142- 5.
- Koyano K, Esaki D. Occlusion on oral implants: current clinical guidelines. *J Oral Rehabil.* 2015;42(2):153- 61.
- Kubota T, Yagi T, Tomonari H, Ikemori T, Miyawaki S. Influence of surgical orthodontic treatment on masticatory function in skeletal Class III patients. *J Oral Rehabil.* 2015;42(10):733- 41.
- Kumar A, Castrillon E, Trulsson M, Svensson KG, Svensson P. Fine motor control of the jaw following alteration of orofacial afferent inputs. *Clin Oral Investig.* 2017;21(2):613- 26.
- Kumar A, Grigoriadis J, Trulsson M, Svensson P, Svensson KG. Effects of short-term training on behavioral learning and skill acquisition during intraoral fine motor task. *Neuroscience.* 2015;306:10- 7.
- Kumar A, Kothari M, Grigoriadis A, Trulsson M, Svensson P. Bite or brain: Implication of sensorimotor regulation and neuroplasticity in oral rehabilitation procedures. *J Oral Rehabil.* 2018;45(4):323- 33.
- Le Gall MG, Lauret J-F. *La fonction occlusale: implications cliniques.* Rueil-Malmaison: Éd. CdP; 2011.
- Le Texier S. *Volume Fonctionnel de la Cinématique Mandibulaire* [Internet]. 2018 [cité 2 mai 2018]. Disponible sur: <http://www.letexierserge.com/volume-fonctionnel-mandibulaire.html>
- Lejoyeux J. *Prothèse complète.* Paris: Maloine; 1976.
- Lund JP, Kolta A. Generation of the Central Masticatory Pattern and Its Modification by Sensory Feedback. *Dysphagia.* 2006;21(3):167- 74.
- Luraschi J, Schimmel M, Bernard J-P, Gallucci GO, Belser U, Müller F. Mechanosensation and maximum bite force in edentulous patients rehabilitated with bimaxillary implant-supported fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(5):577- 83.
- Misch E. Occlusal Considerations for Implant-Supported Prostheses- Implant-Protective Occlusion. In: *Dental Implant Prosthetics.* Saint Louis: Elsevier Mosby; 2015. p. 874- 912.
- Mishra SK, Chowdhary R, Chrcanovic BR, Brånemark P-I. Osseoperception in Dental Implants: A Systematic Review. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2016;25(3):185- 95.
- Morquette P, Lavoie R, Fhima M-D, Lamoureux X, Verdier D, Kolta A. Generation of the masticatory central pattern and its modulation by sensory feedback. *Prog Neurobiol.* 2012;96(3):340- 55.
- Ogawa T, Ogawa M, Koyano K. Different responses of masticatory movements after alteration of occlusal guidance related to individual movement pattern. *J Oral Rehabil.* 2001;28(9):830- 41.
- Onozuka M, Fujita M, Watanabe K, Hirano Y, Niwa M, Nishiyama K, et al. Age-related changes in brain regional activity during chewing: a functional magnetic resonance imaging study. *J Dent Res.* 2003;82(8):657- 60.
- Orthlieb J-D. *Gnathologie fonctionnelle. Volume 2, Occlusion et reconstruction prothétique.* Rueil Malmaison: CdP; 2011.

- Papaspyridakos P, Mokti M, Chen C-J, Benic GI, Gallucci GO, Chronopoulos V. Implant and prosthodontic survival rates with implant fixed complete dental prostheses in the edentulous mandible after at least 5 years: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(5):705- 17.
- Paterson AH. Establishing the Prosthetic Curves of Occlusion on the Bite Blocks in Full Denture Construction. *J Am Dent Assoc*. 1927;14(7):1197- 203.
- Peyron M-A, Blanc O, P Lund J, Woda A. Influence of Age on Adaptability of Human Mastication. *J Neurophysiol*. 2004;92:773- 9.
- Piancino MG, Falla D, Merlo A, Vallelonga T, de Biase C, Dalessandri D, et al. Effects of therapy on masseter activity and chewing kinematics in patients with unilateral posterior crossbite. *Arch Oral Biol*. 2016;67:61- 7.
- Piancino MG, Frongia G, Dalessandri D, Bracco P, Ramieri G. Reverse cycle chewing before and after orthodontic-surgical correction in class III patients. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2013;115(3):328- 31.
- Piancino MG, Isola G, Cannavale R, Cutroneo G, Vermiglio G, Bracco P, et al. From periodontal mechanoreceptors to chewing motor control: A systematic review. *Arch Oral Biol*. 2017;78:109- 21.
- Proeschel PA. Chewing Patterns in Subjects with Normal Occlusion and With Malocclusions. *Semin Orthod*. 2006;12(2):138- 49.
- Romerowski J. Occlusion et implantologie. *Encycl Méd-Chir - Médecine Buccale*. 2016;[28-080-F-10].
- Romerowski J, Boccara E, Michèle Ruel Kellerman, Schulz Benamou M, Tavernier B. L'occlusion, mode d'emploi. *Les Ulis: EDP Science*; 2015.
- Romerowski J, Bresson G. Atlas d'anatomie dentaire fonctionnelle. *Les Ulis: EDP Science*; 2016.
- Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CHF, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23 Suppl 6:163- 201.
- Schwaab LM, Niman CW, Gisel EG. Comparison of chewing cycles in 2-, 3-, 4-, and 5-year-old normal children. *Am J Occup Ther Off Publ Am Occup Ther Assoc*. 1986;40(1):40- 3.
- Sheridan RA, Decker AM, Plonka AB, Wang H-L. The Role of Occlusion in Implant Therapy: A Comprehensive Updated Review. *Implant Dent*. 2016;25(6):829- 38.
- Shiga H, Kobayashi Y, Arakawa I, Yokoyama M, Tanaka A. Relationship between pattern of masticatory path and state of lateral occlusal contact. *J Oral Rehabil*. 2009;36(4):250- 6.
- Squire LR. *Encyclopedia of Neuroscience*. Vol. 1. [S. l.]: Academic Press; 2009.
- Svensson KG, Grigoriadis J, Trulsson M. Alterations in intraoral manipulation and splitting of food by subjects with tooth- or implant-supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(5):549- 55.
- Svensson KG, Trulsson M. Impaired force control during food holding and biting in subjects with tooth- or implant-supported fixed prostheses. *J Clin Periodontol*. 2011;38(12):1137- 46.
- Svensson KG, Trulsson M. Physiological Considerations of Oral Implant Function. In: Klineberg I. et Eckert S., éditeur. *Functional occlusion in restorative dentistry and prosthodontics*. St Louis: Elsevier; 2015. p. 131- 41.

- Tavernier B. Le guide antérieur en question. *Cah Prothèse*. 2017;(177):53- 60.
- Tavernier B, Romerowski J, Boccara E, Azevedo C, Bresson G. Articulation dentodentaire et fonction occlusale. *Encycl Méd-Chir - Médecine Buccale*. 2008;[28-005-J-10].
- Throckmorton GS, Buschang PH, Hayasaki H, Santos Pinto A. Changes in the masticatory cycle following treatment of posterior unilateral crossbite in children. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001;120(5):521- 9.
- Trulsson M. Sensory and motor function of teeth and dental implants: A basis for osseoperception. *Clin Exp Pharmacol Physiol*. 2005;32(1- 2):119- 22.
- Trulsson M. Force encoding by human periodontal mechanoreceptors during mastication. *Arch Oral Biol*. 2007;52(4):357- 60.
- Trulsson M, van der Bilt A, Carlsson GE, Gotfredsen K, Larsson P, Müller F, et al. From brain to bridge: masticatory function and dental implants. *J Oral Rehabil*. 2012;39(11):858- 77.
- Uesugi H, Shiga H. Relationship between masticatory performance using a gummy jelly and masticatory movement. *J Prosthodont Res*. 2017;61(4):419- 25.
- Vailati F, Carciofo S. Treatment planning of adhesive additive rehabilitations: the progressive wax-up of the three-step technique. *Int J Esthet Dent*. 2016;11(3):356- 77.
- Wada S, Kojo T, Wang YH, Ando H, Nakanishi E, Zhang M, et al. Effect of loading on the development of nerve fibers around oral implants in the dog mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12(3):219- 24.
- Watanabe A, Shiga H, Kobayashi Y. Occlusal contacting condition and masticatory function of 2 types of pattern that differ in the closing path of the mandibular incisal point during chewing. *J Prosthodont Res*. 2011;55(4):243- 7.
- Westberg K-G, Kolta A. The trigeminal circuits responsible for chewing. *Int Rev Neurobiol*. 2011;97:77- 98.
- Yan C, Ye L, Zhen J, Ke L, Gang L. Neuroplasticity of edentulous patients with implant-supported full dentures. *Eur J Oral Sci*. 2008;116(5):387- 93.
- Yashiro K, Miyawaki S, Takada K. Stabilization of jaw-closing movements during chewing after correction of incisor crossbite. *J Oral Rehabil*. 2004;31(10):949- 56.
- Zhang H, Kumar A, Kothari M, Luo X, Trulsson M, Svensson KG, et al. Can short-term oral fine motor training affect precision of task performance and induce cortical plasticity of the jaw muscles? *Exp Brain Res*. 2016;234(7):1935- 43.

Les opinions émises dans les dissertations présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, sans aucune approbation ni improbation de la Faculté de Chirurgie Dentaire.

SAMOUN Shirel. La fonction occlusale : application en prothèse fixée complète sur implants. 2018. 107 p. : ill., tabl. Réf. Biblio. : 98 - 102

Sous la direction du Professeur Bruno TAVERNIER

Th : Chir Dent. : Paris 7 : année 2018

RESUME :

Les réhabilitations par Prothèses Fixées Complètes Sur Implants (PFCSI) soulèvent plusieurs problématiques : d'un côté, la définition d'un nouveau champ fonctionnel ; de l'autre, la perturbation de la proprioception, suite à la perte des organes dentaires. Ces enjeux étaient déjà ceux de la prothèse complète conventionnelle. Cependant, la conception de cette dernière se souciait prioritairement de la rétention et de la stabilisation de la prothèse. Par ailleurs, les risques d'échecs mécaniques et biologiques prennent une ampleur différente en thérapeutique implanto-portée, et invitent à une réflexion pré-prothétique rigoureuse. En PFCSI, la question se pose de l'adaptation possible d'un patient à une enveloppe fonctionnelle, mais aussi de l'adéquation de cette reconstruction avec les impératifs mécaniques spécifiques des reconstructions implantaires.

ABSTRACT :

Rehabilitation by Implant-Supported Fixed Complete Dentures (ISFCD) raises multiple questions : the first being the definition of a new functional area ; the second, the possible damage to the proprioception following the loosening of teeth. These two problems were already encountered in rehabilitation by conventional, complete dentures. However, the latter's conception had as its main focus the retention and stabilization of the prosthesis. Moreover, the risks of mechanical and biological failure take a greater significance in implant-supported therapy, and therefore demand a rigorous pre-prosthetic study . In ISFCD, the central question is that of the patient's ability to adapt to a new functional envelope, and the adequacy of the reconstruction with regards to the specific mechanical imperatives required for implant-supported reconstructions.

TITRE en anglais :

The occlusal function : application in implant-supported fixed complete denture

DISCIPLINE : Prothèse / Implantologie

MOTS-CLES Français : implants dentaires (FMeSH) ; occlusion dentaire (FMeSH) ; ajustement occlusal (FMeSH) ; prothèse dentaire implanto-portée (FMeSH) ; mastication (FMeSH) ; prothèse fixée complète ; champ fonctionnel.

MOTS-CLES Anglais : dental implants (MeSH) ; dental occlusion (MeSH) ; occlusal adjustment (MeSH) ; dental prosthesis implant-supported (MeSH) ; mastication (MeSH) ; fixed complete denture ; functional area.
