

2007

Thèse
n°29

**Prise en compte de la biomécanique dans les
restauration prothétiques implanto-portées.**

THESE POUR LE DIPLÔME D'ETAT
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement par

Fanny FREYCHET

Née le 05 Avril 1980

Le 2007 devant le jury ci-dessous

JURY

Monsieur le Professeur A. JEANPrésident
Monsieur le Professeur B. GIUMELLI.....Assesseur
Monsieur le Docteur BODIC.....Assesseur
Monsieur le Docteur SAFFARZADEH Assesseur

Monsieur le Docteur A. HOORNAERT : Directeur

TABLE DES MATIÈRES :

1. INTRODUCTION :	6
2. LES DIFFERENTS CONCEPTS OCCLUSAUX :	8
2.1. DEFINITIONS :.....	8
2.1.1. <i>Les déterminants de l'occlusion</i> :.....	8
2.1.2. <i>Les positions de références</i> :.....	9
2.2. EVOLUTION DES CONCEPTS OCCLUSAUX :.....	10
2.2.1. <i>Concept d'occlusion balancée</i> :.....	11
2.2.2. <i>Ecole gnathologique</i> :.....	12
2.2.3. <i>Ecole Pankey-Mann-Schuyler ou néognathologique (PMS)</i> :.....	13
2.2.4. <i>Théorie myofonctionnelle de Jankelsen</i> :.....	14
2.2.5. <i>Etude de Unger, Lemeillet et Giumelli</i> :.....	15
2.2.6. <i>L'occlusion fonctionnelle</i> :.....	16
2.3. LA CINEMATIQUE MANDIBULAIRE :.....	17
2.3.1. <i>Mouvements mandibulaires fondamentaux</i> :.....	17
2.3.1.1. <i>Les mouvements verticaux</i> :.....	18
2.3.1.2. <i>Les mouvements à direction sagittale</i> :.....	19
2.3.1.3. <i>Les mouvements à direction transversale</i> :.....	19
2.3.2. <i>La mastication</i> :.....	20
2.3.3. <i>Comparaison mastication et mouvements mandibulaires fondamentaux</i> :.....	23
2.3.3.1. <i>Incision</i> :.....	24
2.3.3.2. <i>Trituration</i> :.....	25
3. PARTICULARITES IMPLANTAIRES :	27
3.1. OSTEOINTEGRATION :.....	27
3.2. ABSENCE DE PROPRIOCEPTION :.....	27
3.3. ABSENCE DE LIGAMENT PARODONTAL :.....	29
3.4. IMPORTANCE DE L'ARCADE ANTAGONISTE AU SITE IMPLANTAIRE :.....	30
4. BIO-MECANIQUE :	32
4.1. DEFINITIONS :.....	32
4.2. ETUDE DE LA MISE EN CHARGE :.....	37

4.2.1. Mise en charge axiale :	37
4.2.1.1. De système homogène :	38
4.2.1.2. De système hétérogène :	42
4.2.2. Mise en charge horizontale :	47
4.3. BIO-MECANIQUE MANDIBULAIRE :	48
4.3.1. Forces agissant sur les maxillaires :	48
4.3.1.1. Occlusale, musculaire, condylienne :	48
4.3.1.2. Etude en vue latérale et frontale :	50
4.3.2. Orientation des forces :	54
4.3.2.1. Les contraintes occlusales :	54
4.3.2.2. Au niveau postérieur : sens sagittal :	55
4.3.2.3. Au niveau postérieur : sens transversal :	61
4.3.2.4. Au niveau antérieur :	62
4.3.3 Répartition des contraintes sur l'implant :	62

5. CONCEPTION DE LA RESTAURATION IMPLANTAIRE ET FACTEURS INFLUENÇANT SUR LA BIO-MECANIQUE DU SYSTEME IMPLANTAIRE :..... 64

5.1. CLASSIFICATION DU TISSU OSSEUX DISPONIBLE :	64
5.1.1. Os disponible en hauteur :	65
5.1.2. Os disponible en largeur :	65
5.1.3. Os disponible en longueur :	65
5.1.4. Angulation possible par rapport à l'os :	66
5.1.5. Rapport couronne/implant :	66
5.1.6 Classification de l'os disponible selon Misch :	68
5.1.7. Classification de la qualité osseuse :	70
5.2. FACTEURS GEOMETRIQUES :	70
5.2.1. Surface portante et nombre d'implants :	71
5.2.1.1. Secteur mandibulaire antérieur au trou mentonnier :	73
5.2.1.2. Secteur mandibulaire postérieur au trou mentonnier :	73
5.2.1.3. Secteur maxillaire antérieur :	74
5.2.1.4. Secteur maxillaire postérieur :	75
5.2.2. Diamètre des implants :	76
5.2.3. Longueur des implants :	80
5.2.4. Disposition des implants :	81

5.2.5. <i>Forme des implants</i> :.....	83
5.2.5.1. Implants vis cylindriques :	83
5.2.5.2. Implants vis cylindro-coniques :	84
5.2. MATERIAUX IMPLANTAIRES :.....	84
5.3.1. <i>Biocompatibilité des matériaux implantaires</i> :	84
5.3.2. <i>Traitement de surface</i> :	85
6. CONCEPTION DE LA RESTAURATION PROTHETIQUE :	88
6.1. LES DIFFERENTS TYPES DE PROTHESE :	88
6.1.1. <i>La prothèse fixée</i> :	89
6.1.2. <i>La prothèse amovible</i> :	91
6.2. CONCEPTS « COMPENSATEUR » DESTINE A PRESERVER LES COMPLEXES OS/IMPLANT DES SURCHARGES OCCLUSALES :	92
6.2.1. <i>Concept du pilier résilient</i> :	92
6.2.2. <i>Concept de la surface occlusale réduite</i> :	92
6.3 CRITERES DE CHOIX D'UN CONCEPT OCCLUSAL :	95
6.3.1. <i>Edentation complète</i> :	95
6.3.1.1 Prothèse fixée :	95
6.3.1.1.1. Bridge sans cantilever :	96
6.3.1.1.1. Cantilever distaux :	96
6.3.1.2. Prothèse amovible :	98
6.3.1.2.1. Choix du système d'attachement :	99
6.3.1.2.1.1. forme de la crête mandibulaire :	99
6.3.1.2.1.2. Degré de résorption et qualité osseuse :	101
6.3.1.2.1.3. Apparallélisme implantaire :	101
6.3.1.2.1.4. Distance inter-implantaire :	102
6.3.2. <i>Edentement partiel plural et unitaire</i> :	103
6.3.2.1. Classification des arcades édentées :	103
6.3.2.2. Edentement de la canine :	104
6.3.2.3. Edentement encastré unitaire ou multiple à l'exception de la canine:	104
6.3.2.3.1. Stabilité de l'OIM assurée par les dents naturelles :	105
6.3.2.3.2 : stabilité de l'OIM non assurée par les dents naturelles :	106
6.3.2.4. Edentement terminaux :	106
6.3.2.4.1. Existence de protection antérieur :	106

6.3.2.4.2. Absence de guide antérieur :	106
6.3.2.5. Edentement antérieur :	107
6.4. CHOIX DU MATERIAUX DE RECONSTITUTION :	107
6.4.1. <i>La résilience</i> :	107
6.4.2. <i>Résistance à l'abrasion</i> :	108
6.4.3. <i>Avantages et inconvénients de la résine, de l'or, de la céramique</i> :	108
6.4.3.1. La résine :	108
6.4.3.2. l'or :	109
6.4.3.3. La céramique :	109
6.5. MISE EN CHARGE :	113
6.5.1. <i>Principe du protocole conventionnel</i> :	114
6.5.2. <i>Principe de la mise en charge immédiate</i> :	115
6.5.3. <i>Rééducation musculaire</i> :	116
6.6. CARACTERISTIQUES DE L' ANCRAGE PROTHETIQUE SUR IMPLANTS : VISSER OU SCELLER :	116
6.6.1. <i>Adaptation passive</i> :	117
6.6.2. <i>Fracture de la céramique</i> :	117
6.6.3. <i>Accès</i> :	117
6.6.4. <i>Occlusion et esthétique</i> :	118
6.6.5. <i>Temporisation</i> :	118
8. CONCLUSION.....	120
9. TABLE DES ILLUSTRATIONS :	122
10. REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES :	126

1. Introduction :

Les traitements implantaire ne pourront s'inscrire dans le temps et pour le plus grand bénéfice des patients qu'en étant le résultat d'une étude pré-implantaire, d'une intervention chirurgicale rigoureuse et de la mise en place d'une prothèse supra-implantaire respectant l'équilibre biomécanique et occlusale.

Différents concepts occlusaux ont vu le jour, au fur et à mesure de l'acquisition de nouvelles connaissances, passant de courant de pensée plutôt mécanistes à d'autres plus axés sur la fonctionnalité.

De nos jours, il apparaît indispensable de prendre en compte l'appareil manducateur non pas comme une entité isolée mais au contraire comme un système dont le rôle s'intègre parfaitement au fonctionnement de l'organisme dans sa globalité.

En denture naturelle, les caractéristiques des différentes forces occlusales sont détectées par les récepteurs parodontaux, qui en cas de forces nocives pour l'appareil manducateur mettent en jeu des mécanismes proprioceptifs réflexes de protection de la dent et d'amortissement, constituant donc un système de défense de l'organisme

En implantologie, ces réactions naturelles de défense n'existent pas du fait de l'absence des récepteurs au contact de l'implant, et de la situation particulière de l'implant dans un environnement osseux différent de celui de la racine dentaire naturelle.

Il paraît donc très important de comprendre la biomécanique implantaire, en analysant les mises en charges axiales et horizontales des implants, en étudiant les forces agissant sur les maxillaires afin d'établir les contraintes transmises à ces implants.

Nous tenterons de montrer la différence essentielle de fonctionnement entre implants et dents naturelles en reconsidérant les principes classiques d'occlusion et en concevant des prothèses qui tiennent compte de l'amplitude et de la direction des forces qui s'exercent sur les piliers.

La reconstitution prothétique et l'équilibration occlusale ne sont donc pas les mêmes chez un patient porteur d'implant que chez un autre avec une dentition naturelle.

La conception de l'occlusion sera différente s'il s'agit d'une reconstitution sur prothèse complète fixe, d'une reconstitution sur prothèse complète amovible ou d'une reconstitution partielle unitaire ou plurale.

L'occlusion étant l'un des facteurs d'échecs les plus importants après la phase d'ostéointégration, la finalité de notre propos est donc d'en décrire les spécificités.

2. Les différents concepts occlusaux :

Pour comprendre la particularité de l'occlusion en présence d'implant, il faut la confronter à l'occlusion en denture naturelle.

2.1. Définitions :

2.1.1. Les déterminants de l'occlusion :

Les déterminants de l'occlusion sont l'ensemble des éléments anatomo-physiologiques qui déterminent l'occlusion dentaire.

Ils sont au nombre de 4 :

- les muscles masticateurs :

la musculature masticatrice peut-être divisée schématiquement en deux groupes :

- o les muscles élévateurs : dans le plan superficiel, le muscle temporal et le muscle masséter et dans le plan profond, les muscles ptérygoïdiens médial et latéral.
- o et les muscles abaisseurs : le muscle mylo-hyoïdien, le muscle genio-hyoïdien et le muscle digastrique.
- l'articulation temporomandibulaire : elle fait partie des articulations mobiles dites synoviales, c'est une articulation paire qui unit la mandibule au temporal.
- Les contacts dento-dentaires : le tripodisme, qui représente sans aucun doute la situation la plus stable. L'important est de considérer l'ensemble des contacts qui stabilise la mandibule dans sa position terminale, et le fait que chaque couple de dents soit stabilisé à travers ses contacts occlusaux et interproximaux.
- le système nerveux central : la mise en occlusion est initiée, dirigée et organisée par le système nerveux central. Les propriocepteurs fournissent au système nerveux central les informations relatives à la position et au mouvement de la mandibule . il en résulte une coordination dans le jeu des différents groupes de muscles, qui affine et donne l'efficacité et la précision au mouvement de la mandibule.

2.1.2. Les positions de références :

-L' occlusion d'intercuspidation maximale (OIM):

C'est la position mandibulaire où le rapport d'engrènement dentaire se caractérise par le maximum de contact entre les arcades.

Cette position intermaxillaire impose une position condylienne.

L'OIM est le point de départ et d'arrivée de la majorité des mouvements mandibulaires et constitue la position de référence en cas de nombre suffisant de dents et en absence de pathologie.

L'OIM doit être considérée comme une « singularité » de la phase dento-dentaire du cycle de mastication : c'est un point de passage banal, mais obligatoire du cycle de mastication tout en assurant le calage de la déglutition. Nous pourrions d'ailleurs assimiler la déglutition à un cycle masticatoire nul (57).

- La relation centrée :

C'est une position mandibulo-maxillaire (on ne tient pas compte des dents).

C'est une relation condylienne de référence la plus haute réalisant une coaptation condylo-disco-temporale bilatérale, simultanée et transversalement stabilisée.

Elle est suggérée et obtenue par un contrôle de la mandibule non forcée, pour ne pas décaler le ménisque par rapport aux deux condyles.

Elle est réitérative dans un temps donné pour une posture corporelle donnée.

Elle est enregistrable à partir d'un mouvement de rotation mandibulaire pure sans contact dentaires (21).

La relation centrée est utile pour analyser les rapports dentaires et pour modifier ou recréer les relations interarcades. Lors de l'examen clinique, l'analyse de l'ORC et du glissement aboutissant à l'OIM permet de repérer les contacts prématurés et d'évaluer la différence entre les deux occlusions.

La relation centrée est prise comme point de départ des équilibrations pour les corrections occlusales en bouche, mais surtout en dentisterie restauratrice et au cours des essais cliniques de reconstruction prothétique (79).

-La position de repos :

Position relative maxillaire/mandibule où les fibres des muscles masticateurs et faciaux prennent leur longueur physiologique de repos.

La contraction musculaire est faible et symétrique.

Cette position de repos est stable et répétitive lorsque l'occlusion d'intercuspidation maximale est en harmonie neuromusculaire.

Elle correspond à un équilibre de tonus entre les muscles élévateurs et abaisseurs pour lequel il n'y a aucun contact dento-dentaire. Cette position de posture ou « test position » est définie comme étant « la position dans laquelle se trouve la mandibule par rapport au maxillaire supérieur quand le patient est assis dans une position neutre, sans tension ». Indépendante des relations occlusales, elle dépend de l'équilibre neuro-musculaire, celui-ci étant susceptible de modifications en cours d'existence.

- L'espace libre en position de repos :

Cet espace libre ou « free way space » est l'espace séparant les surfaces occlusales des dents supérieures et inférieures lorsque la mandibule est dans sa position physiologique de repos. Il est en moyenne de 2 mm au niveau des prémolaires.

2.2. Evolution des concepts occlusaux :

La compréhension et la réhabilitation de l'appareil manducateur ont suscité de nombreuses recherches et les méthodes de traitement ou de reconstruction qui en ont résultées sont très variées et parfois contradictoires.

A la suite de la théorie initiale de l'occlusion balancée, deux théories principales se sont progressivement imposées comme modèle de fonctionnement des arcades dentaires : la théorie de la fonction groupe et la théorie du guidage exclusif par les canines ou fonction canine.

2.2.1. Concept d'occlusion balancée :

Il correspond aux premiers schémas occlusaux qui ont été proposés à la fin du XIX^e siècle et au début du XX^e siècle (Spee 1890, Christensen 1905, Gysi 1910, Monson 1932).

Il est déterminé pour les restaurations complètes à appui muqueux permettant de stabiliser la prothèse complète par les contacts occlusaux.

L'absence de dents est une infirmité qui fait perdre au patient sa capacité masticatoire et certains mécanismes fonctionnels qui lui sont liés, comme la proprioception parodontale.

Les mécanorécepteurs du parodonte, avec leurs afférences et efférences très fines dont le seuil de perception est micrométrique, ne sont plus présents pour contrôler la fonction. Ils sont partiellement remplacés par les récepteurs des muqueuses, à sensibilité millimétrique, sur lesquelles sont posées les bases des prothèses de remplacement. Il est donc évident que les mécanismes de fonctionnement d'une bouche dentée ne sont pas directement applicables au sujet édenté et à ses prothèses appuyées sur des muqueuses souples.

De fait, en prothèse amovible complète, la seule référence mandibulo-crânienne utilisable est condylienne, ce qui a donc conduit à utiliser une position de relation centrée comme référence pour la construction prothétique.

Chez le sujet denté, cette position n'est généralement pas utilisable pour réaliser une occlusion fonctionnelle alors que, chez le patient édenté, le jeu des bases prothétiques sur les muqueuses mobiles compense aisément, par un léger déplacement des prothèses, la différence entre OIM et RC, ce qui n'est pas le cas sur des arcades dentaires dentées (57).

Caractéristiques :

- rapports statiques :

En RC, les contacts dento-dentaires doivent être également repartis et simultanément établis sur toute l'arcade.

Le tripodisme, qui représente la situation la plus stable, n'en est pas pour autant une panacée universelle, et n'est tout simplement pas toujours réalisable. L'important est de considérer l'ensemble des contacts qui stabilisent la mandibule dans sa position terminale, et le fait que chaque couple de dents soit stabilisé à travers ces contacts où une relation s'établit soit entre une pointe cuspidienne et deux crête marginales antagonistes, soit entre une pointe cuspidienne et une fosse, ou fossette proximale (57).

- Rapports dynamiques :

Pour ce concept un nombre maximum de dents doit établir le contact dans toutes les positions. En latéralité on retrouve simultanément des contacts du côté travaillant (côté où le bol alimentaire est mastiqué) et non travaillant (côté opposé à la mastication).

Ces contacts étaient destinés à assurer la stabilité des bases de prothèses complètes afin de ne pas rompre l'adhésion de celle-ci et de la muqueuse sous jacente au cours de la fonction. Pour ce faire, les auteurs ont conçu d'établir des glissements à visés stabilisatrices dans toutes les excursions de la mandibule.

Dans le mouvement de proclusion pur, il est important de trouver des contacts antérieurs et un appui bilatéral situé le plus postérieurement possible, par exemple au niveau de la deuxième molaire (57) (103).

2.2.2. Ecole gnathologique :

A la suite des observations d' AMICO en 1961 (23) concernant le guidage canin pendant les mouvements excentriques de la mandibule, les auteurs de l'école gnathologique ont préconisé peu à peu l'occlusion à protection mutuelle des canines, qui est le résultat d'une recherche clinique qui a visée à rendre encore plus facile l'organisation du schéma de glissement dento-dentaire.

Dans ce contexte, émerge sous le nom de « fonction canine » un rôle privilégié attribué à la canine maxillaire pour conduire le mouvement de latéralité (57).

Caractéristiques :

- Rapports statiques :

L'intercuspidation des secteurs latéraux doit être régulière et harmonieuse en position de relation centrée. Ces dents (prémolaires et molaires) ont un rôle dominant et soulagent sensiblement les incisives et canines , également en contact.

- Rapports dynamiques :

Au cours des mouvements centrés et excentrés, la canine est le seul guide du côté travaillant. Il n'y a pendant ce temps aucun contact du côté non travaillant.

Ces rapports de guidages par la canine ont eux aussi amené leur lot de contradictions, en partie dues à la réalisation d'une pente cuspidienne des canines excessive, conseillée de manière cavalière par de nombreux auteurs américains (103). Cela a engendré des

verrouillages plutôt que des guidages qui ont donné des résultats parfaitement opposés à ceux recherchés.

Cependant c'est sans doute les rapports les plus faciles à réaliser puisqu'ils se réduisent à la confection d'un guidage exclusivement assuré par les canines, à condition bien sûr que la pente cuspidienne soit correctement évaluée.

En propulsion, toutes les dents antérieures servent de guide, mais aussi, dans une mesure importante, la face vestibulaire de la première prémolaire inférieure contre la fosse distale de la canine supérieure.

Pendant ce mouvement il n'y a aucun contact au niveau des secteurs latéraux (57) (103).

2.2.3. Ecole Pankey-Mann-Schuyler ou néognathologique (PMS) :

L'école de Pankey Mann et Schuler (98) a introduit le concept de l'occlusion unilatéralement équilibrée. Cette disposition fait suite aux conséquences catastrophiques de l'organisation des glissements non travaillant sur denture naturelle (102).

SCHUYLER 1935 (98), montra la nocivité des contacts non travaillant dans le concept d'occlusion balancée, développant la nécessité d'une occlusion unilatérale appelé « fonction de groupe ».

En fonction groupe, l'occlusion bilatéralement balancée est remplacée par une occlusion unilatéralement équilibrée.

Caractéristiques :

- rapport statiques :

L'intercuspidation des secteurs latéraux doit être régulière et harmonieuse en position de relation centrée. Ces dents (prémolaires et molaires) ont un rôle dominant et soulagent sensiblement les incisives et canines, également en contact.

- rapports dynamiques :

En latéralité : contacts uniformes, du côté travaillant, entre les pans palatins des cuspides vestibulaires des dents supérieures et pans vestibulaires des cuspides vestibulaires des dents inférieures.

Absence de contact du côté non travaillant.

Cette disposition, tout autant que dans l'occlusion bilatéralement équilibrée, nécessite la maîtrise d'un instrument sophistiqué pour l'analyse occlusale, car les versants glissants doivent pouvoir être organisés depuis la canine jusqu'à la dent la plus distale.

Il va de soi que cela nécessite une gestion rigoureuse de l'espace inter-arcade durant les excursions mandibulaires, et si nous voulons que cette disposition joue un rôle comme cela est prévu, il est nécessaire d'obtenir, sur l'instrument qui restitue la cinématique, une identité parfaite avec les mouvements du patient.

On retrouve une désocclusion des groupes cuspidés par le guide antérieur en propulsion (103).

2.2.4. Théorie myofonctionnelle de Jankelsen :

Jankelsen, face à ces considérations mécanistes, développe le concept de l'occlusion myocentree, le système neuromusculaire étant le déterminant fondamental : c'est l'équilibre physiologique des muscles masticateurs qui règle l'occlusion.

Il utilise le myo-monitor afin de déterminer l'occlusion myo-équilibrée : les dents n'entrent en contact que lors de la déglutition, c'est à dire en occlusion myo-centrée.

Caractéristiques :

- Rapports statiques :

Chez le sujet denté, ils sont en premier lieu définis par la notion d'intercuspidation maximale, si les articulations ne présentent aucune pathologie fonctionnelle ni aucune altération structurelle. Ils doivent ensuite ne pas engendrer de troubles à distance, notamment au niveau du système postural et plus particulièrement de la colonne cervicale. Ils doivent permettre également une synergie parfaite des actions de tous les groupes musculaires concernés dans toutes les opportunités fonctionnelles.

Chez le sujet édenté, elle devra faire l'objet d'une remise en condition neuro-musculaire avant tout enregistrement. Cette mise en condition devra permettre un accroissement sensible de la force musculaire développée par le patient.

Il ne s'agit pas de faire croître les muscles en volume mais plutôt de mettre la mandibule dans les conditions telles que l'ensemble musculaire résiduel s'exprime au mieux de ses potentiels.

Dans les deux cas de figure, cet accroissement des potentiels d'expression du travail musculaire sera considéré comme un facteur de confort pour le patient et devra être recherché et mis en évidence. (103)

C'est donc la physiologie musculaire qui détermine la meilleure relation maxillo-mandibulaire dans des conditions articulaires non pathologique.

Les conditions de l'OIM seront donc d'organiser des surfaces occlusales telles que les contacts se fassent de manière simultanés sur toute l'arcade à une dimension verticale convenable, engendrant ainsi un recrutement harmonieux de la contraction par groupe de fibres musculaires normalement concernées, et par conséquent une expression fonctionnelle optimale.

- rapports dynamiques :

Les conditions dynamique de la fonction manducatrice sont régis par les surfaces articulaires du complexe ATM, les versants cuspidiens et, ce qui fut longtemps occulté, la musculature.

Il est difficile, dans les conditions actuelles, de déterminer un agencement idéal pour chacun des cas que nous sommes amenés à traiter, à modifier ou à reconstruire.

Il est cependant possible et conforme à l'économie générale de la santé de considérer que le meilleur agencement reste celui qui donnera le meilleur rendement au travail accompli par les muscles masticateurs. (103)

2.2.5. Etude de Unger, Lemeillet et Giumelli :

Sous un angle quantitatif, UNGER, LEMEILLET, GIUMELLI en 1988 (104) , étudient le nombre de contacts dento-dentaires qui existent dans différentes positions mandibulaires :

- intercuspidation maximum
- propulsion
- latéralité travaillante
- latéralité non travaillante

Cette étude réalisée par raisonnement statistique sur un échantillon de 30 patients considérés sains a pour finalité de comparer les résultats avec ce qui est préconisé par les écoles gnathologiques, PMS et fonctionnaliste.

En intercuspidation maximum :

- gnathologistes : notion d'occlusion mutuellement protégée, légère zone d'inocclusion entre les blocs incisivo-canins, soit 57.1 % de contacts pour une bouche de 28 dents.
- école PMS et fonctionnaliste : contacts simultanés sur toutes l'arcade, soit 100 % de contacts pour une bouche de 28 dents.

- résultats de l'étude : 90.2 % de dents en contacts.

En propulsion :

- les 3 concepts : désocclusion postérieur
soit 42.8 % de dents en contacts (12 dents)
- résultats de l'étude : 24.2 % de contact en moyenne.

En latéralité travaillante :

- gnathologistes : protection canine
soit 7.5 % des contacts
- PMS et fonctionnalistes : suivant les conditions cliniques, soit fonction de groupe ou protection canine, soit 7.5 % à 50 % des contacts.
- résultats de l'étude : 17.5 % de contacts soit 3 dents.

En latéralité non travaillante :

- les trois écoles éliminent ces contacts, soit 0 % de contacts.
- résultats de l'étude : 7.5 % de dents en contacts.

Les résultats de cette étude montrent un certain nombre de différences entre l'observation d'une population saine et les concepts occlusaux nous servant de référence.

Cependant, la validité de l'échantillon doit être discutée tant au niveau du nombre que de la définition même de « sujet sains ». Il serait également intéressant de restaurer effectivement des arcades antagonistes selon ces critères statistiques pour en suivre l'évolution clinique.

Néanmoins, elle nous permet tout de même d'avoir une attitude critique face à ces dogmes.

2.2.6. L'occlusion fonctionnelle :

Il faut reconnaître que les concepts précédemment cités, ont été essentiellement proposés pour la simplification clinique qu'ils présentaient. Toute l'évolution de l'occlusodontologie s'appuie en effet sur l'observation de mouvements de propulsion et de latéralité exécutés sur commande par les patients, tout à l'inverse de la réalisation de mouvements d'incision et de mastications.

C'est pourquoi JF LAURET (55) est amené à proposer une alternative : la prise en compte des données neurophysiologiques et cinétiques de la fonction réelle de mastication

En effet les mouvements et les contacts des dents cuspidées pendant l'incision et la mastication sont la conséquence d'une cinétique totalement opposée à celle des mouvements de propulsion ou de latéralité habituellement demandés aux patients pour analyser l'occlusion. Les actions musculaires et, par conséquent, les situations mandibulaires qui en résultent ne sont pas comparables.

Cette nouvelle école fonctionnelle introduit par LAURET (55) montre la remise en question, par l'évolution des connaissances acquises en physiologie et en cinétique de la mastication, des concepts précédemment évoqués (55).

2.3. La cinématique mandibulaire :

Tous les mouvements mandibulaires résultent de synergies musculaires faisant appel à des fonctions motrices, freinatrices et fixatrices ainsi qu'à l'activité des muscles antagonistes.

2.3.1. Mouvements mandibulaires fondamentaux :

L'analyse des mouvements mandibulaires fondamentaux est un préalable indispensable à l'abord de la cinématique fonctionnelle et des interactions musculaires complexes qui la déterminent. Les mouvements élémentaires que nous allons décrire s'inscrivent à l'intérieur d'une enveloppe dont POSSELT en 1952 et 1968 (86, 87) a défini les limites dans les trois plans de l'espace (fig 1).

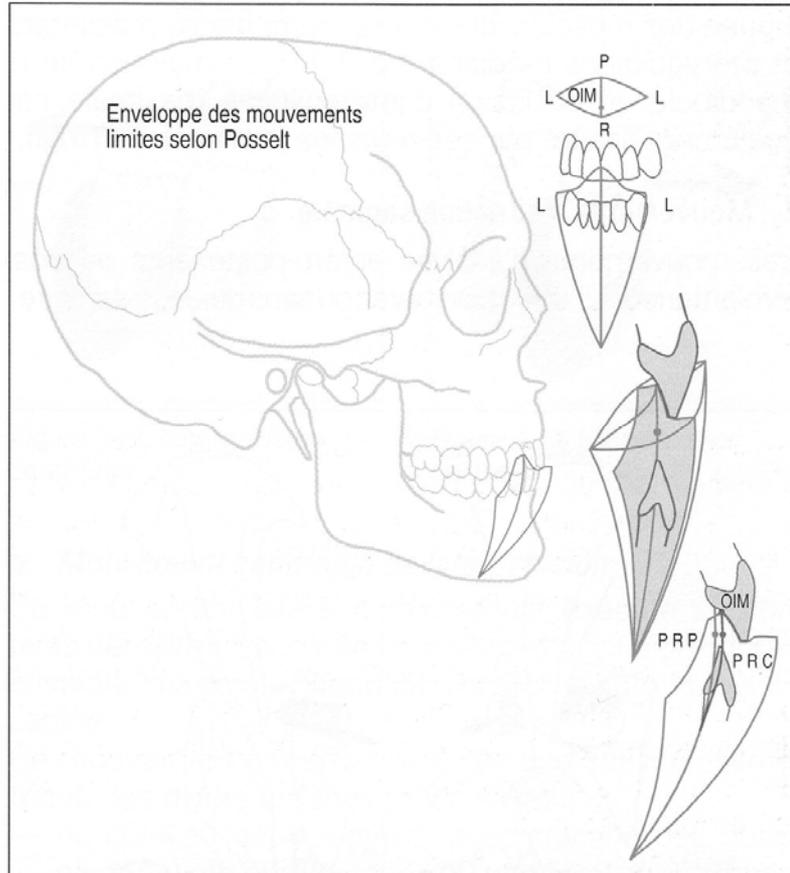


Fig 1 : Schématisation dans les trois plan de l'espace des mouvements limites, au niveau du point inter-incisif mandibulaire dans tous les champs de mouvements de propulsion, de diduction, de rétroaction et d'abaissement. La représentation dans le plan sagittal des mouvements extrêmes de la mandibule constitue le diagramme de Posselt.

D'après POSSELT 1952,1968 (86,87)

2.3.1.1. Les mouvements verticaux :

Ils correspondent aux mouvements de fermeture et d'ouverture buccale et s'effectuent verticalement dans le plan sagittal.

Le mouvement de fermeture buccale s'effectue par contraction isotonique et symétrique de tous les muscles élévateurs, avec prédominance d'action des fibres antérieures du temporal.

L'ouverture buccale est provoquée par la contraction simultanée et bilatérale des ptérygoïdiens latéraux auxquels se joignent, en fin d'ouverture, les faisceaux antérieurs du digastrique (57).

2.3.1.2. Les mouvements à direction sagittale :

Ces mouvements antéro-postérieurs ou postéro-antérieurs s'effectuent avec ou sans guidage dentaire.

Le mouvement de propulsion, à direction sagittale postéro-antérieure, est dénommé mouvement de proclusion lorsqu'il s'effectue avec des contacts dentaires. Il est alors guidé par les versants palatins des incisives maxillaires. Ce mouvement est réalisé grâce à l'action simultanée et symétrique des ptérygoïdiens latéraux inférieurs. Les faisceaux superficiels des masséters, les ptérygoïdiens médians et les temporaux antérieurs y participent également.

Le mouvement de rétropulsion, à direction sagittale antéro-postérieure, est dénommé mouvement de rétroclusion lorsqu'il s'effectue avec contacts dentaires. Lorsque ce mouvement se poursuit en arrière de la position d'intercuspidie maximale, il s'agit du mouvement de rétroaction. Ce mouvement est contrôlé par les fibres postérieures et moyennes des temporaux ainsi que celles des faisceaux profonds des masséters et du ventre postérieur des digastriques. Les fibres horizontales postérieures du temporal sont les plus actives (55) (57).

2.3.1.3. Les mouvements à direction transversale :

Lorsque les mouvements latéraux s'effectuent avec des contacts dentaires on parle de mouvements de diduction.

Le mouvement de latéroclusion, soit un mouvement de latéralisation de sens centrifuge, est exécuté en contacts dentaires à partir de la position d'occlusion d'intercuspidie maximale jusqu'au contact pointe à pointe canine.

Ce mouvement est déterminé par l'activité asymétrique des divers groupes musculaires :

- Du côté du déplacement, la contraction des fibres postérieures et moyennes du temporal et du masséter profond maintient les dents en contact et provoque un léger mouvement condylien en arrière, en haut et en dehors.
- Du côté opposé, le mouvement est provoqué par la contraction prédominante du chef inférieur du ptérygoïdien latéral. Le condyle opposé effectue un mouvement en avant, en bas et légèrement en dedans.

Le mouvement de médiocclusion, soit un mouvement de latéralisation de sens centripète, est exécuté en contacts dentaires à partir de la position de pointe à pointe canine vers le plan sagittal médian. Il peut être préconisé pour reproduire la phase dento-dentaire, centripète, du cycle de mastication. Nous le détaillerons, par conséquent, dans la partie suivante (55) (57).

2.3.2. La mastication :

L'étude de la mastication analyse les caractéristiques des cycles masticatoires aux niveaux condylien, molaire et incisif.

L'étude publiée par LUNDEEN et GIBBS (64) décrit les caractéristiques essentielles d'un cycle typique de mastication chez l'adulte sain (Fig 2 et 3).

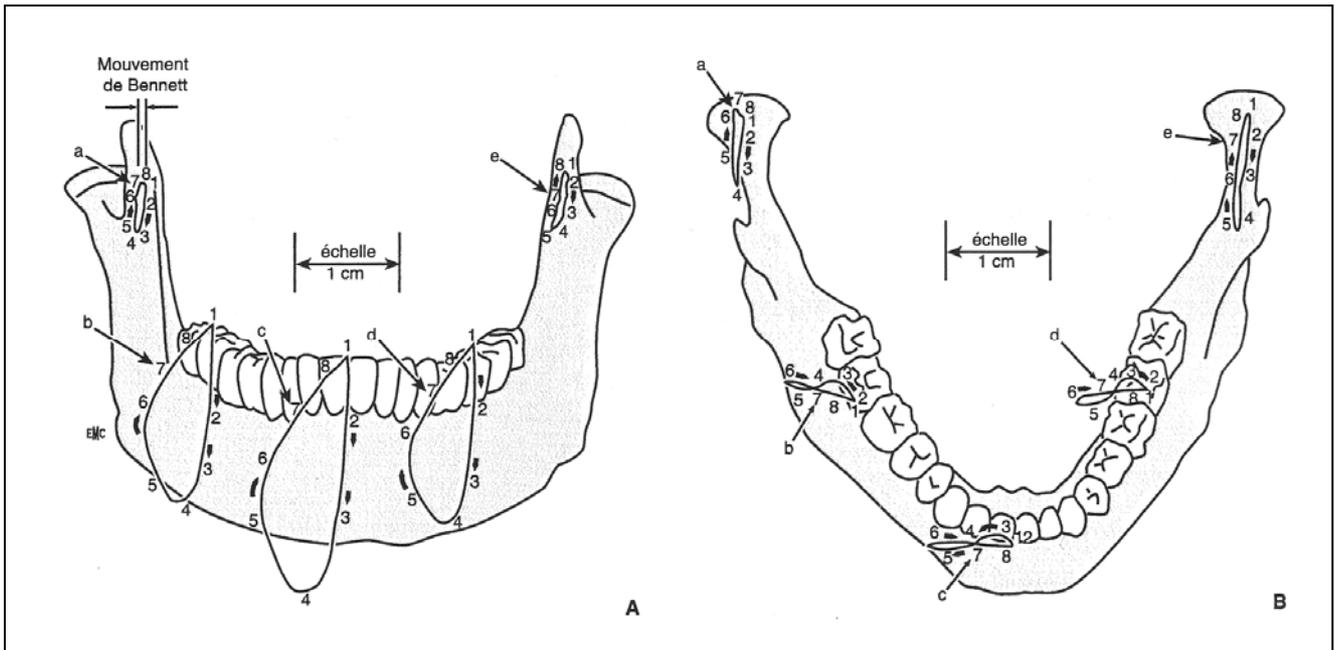


Fig 2 : Cycle masticatoire typique d'un adulte sain (mastication à droite)

A. Plan frontal

B. Plan horizontal

D'après LUNDEEN et GIBBS 1982 (64)

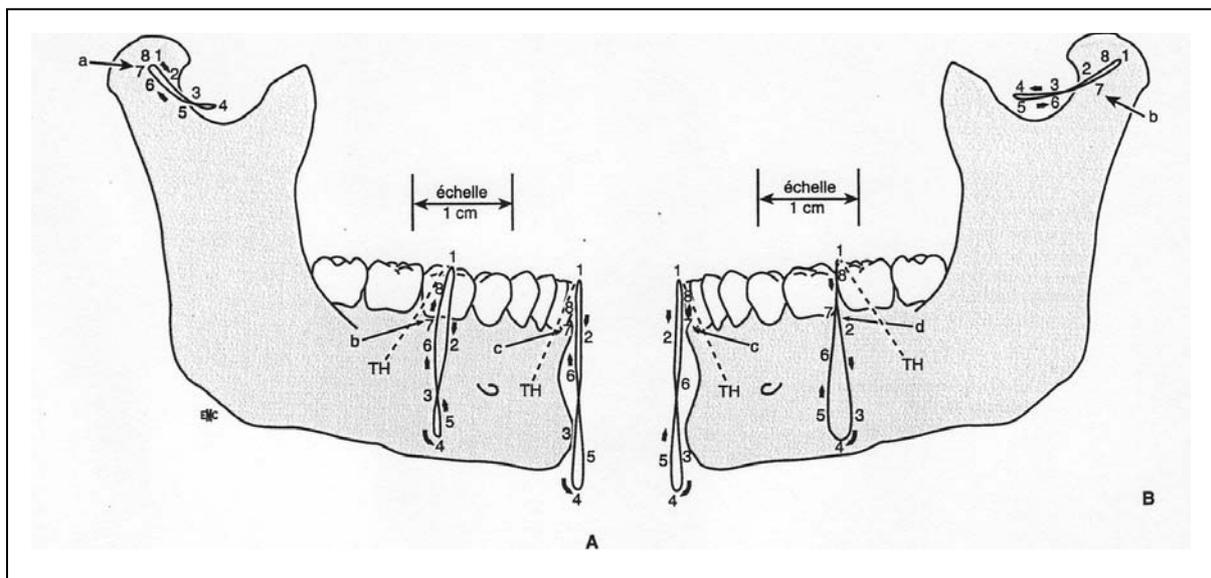


Fig 3 : Cycle masticatoire typique d'un adulte sain (mastication à droite)

A. Plan sagittal, côté travaillant

B. Plan sagittal, côté non travaillant

D'après LUNDEEN et GIBBS 1982 (64)

Ce cycle commence par l'incision de la nourriture, et son placement dans la région prémolaire. La mandibule s'abaisse vers l'avant selon une courbe sagittale médiane, puis dès l'amorce de la fermeture, se déplace latéralement des points 1 à 5.

En médialisation mastiquante des points 5 à 7, le condyle décrit une trajectoire en haut et en arrière, bien avant un quelconque contact dentaire.

Puis en fin de fermeture, il se déplace en moyenne d'un tiers de millimètre vers l'avant et d'un cinquième de millimètre médialement des points 7 à 1.

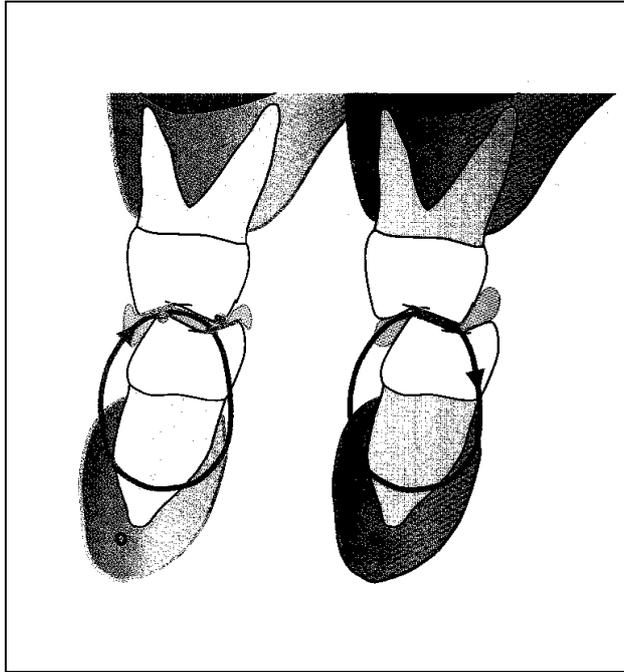
Ce mouvement peut, de surcroît, avoir une composante vers le haut ou vers le bas. En fin de fermeture, la première molaire se déplace en haut, en avant, et médialement vers l'OIM des points 7 à 8.

Le condyle non mastiquant effectue simultanément, un trajet dirigé vers le haut, en arrière et latéralement, aboutissant à la position d'OIM des points 5 à 1. La première molaire se déplace latéralement vers le haut sans composante antérieure, des points 7 à 8.

Lorsque l'aliment à mastiquer représente un volume conséquent, il est au préalable fragmenté au niveau des incisives. Il s'agit d'une préhension-incision caractérisée par un mouvement rétro-ascendant, centripète, des bords libres des incisives mandibulaires sur les faces palatines des incisives maxillaires. L'aliment ainsi introduit en bouche est ensuite dirigé et positionné sur un des secteurs cuspidés, soit à droite, soit à gauche, pour y être écrasé.

Il apparaît qu'un cycle de mastication peut être divisé en deux phases dont la signification fonctionnelle est différente :

- Une phase de préparation, à distance des dents.
- Une phase dento-dentaire de trituration, à direction interne centripète et s'appuyant, indirectement (par aliment interposée) ou directement (lors des derniers cycles précédant la déglutition) sur les versants cuspidiens. Cette phase peut être divisée en une entrée de cycle et une sortie de cycle, avant et après le passage par la position d'intercuspidation maximale (Fig 4).



*Fig 4 : Phase d'entrée et de sortie de cycle
(pour un côté droit)
D'après LAURET et LE GALL (57)*

Il est donc bien évident que les contacts occlusaux, qu'ils surviennent directement ou par l'intermédiaire d'un corps dur interposé, influent sur le déroulement de la mastication.

Les mouvements mandibulaires au cours de la mastication sont essentiellement conditionnés par deux facteurs :

- Un facteur anatomique : le guidage est assuré par les structures occlusales.
- Un facteur neurophysiologique : qui, par un programme issu du système nerveux central, met en harmonie le complexe musculaire et articulaire avec ce guidage pour une efficacité fonctionnelle optimale (57).

2.3.3. Comparaison mastication et mouvements mandibulaires fondamentaux :

Les observations des mouvements fonctionnels sont en contradiction évidente avec les descriptions de cinématiques mandibulaires classiques qui servent de support à la plupart des concepts occlusodontiques depuis le début du siècle.

Les mouvements fondamentaux, tout à fait artificiels, ayant pour composantes essentielles la propulsion et les latéralités droite et gauche, sont en sens inverse des fonctions réelles d'incision (Fig 5) et de trituration (Fig 6) (55) (57).

2.3.3.1. Incision :

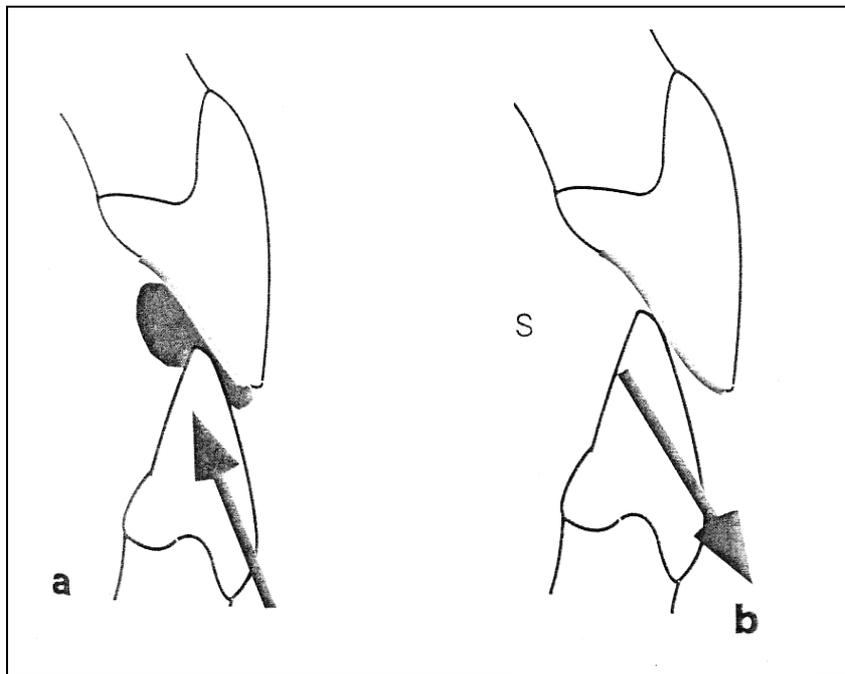


Fig 5 : Opposition de sens entre le mouvement fonctionnel centripète d'incision (a) et le mouvement théorique centrifuge de propulsion (b).

D'après LAURET et LE GALL (55)

Les différences se situent essentiellement :

- Au niveau de la qualité et de l'intensité des contacts : sous l'action des muscles élévateurs, les contacts et guidages inter-incisifs sont nettement plus marqués pendant l'incision que lors de la propulsion.
- Sur le trajet : sous l'action des groupes musculaires antagonistes (élévateurs pour l'incision, abaisseurs-propulseurs pour la propulsion), la position spatiale de la mandibule est légèrement différente, avec les conséquences suivantes au niveau dentaire :

- Lors de l'incision, les contacts sont bien marqués entre les bords libres des incisives mandibulaires et toute la concavité palatine et cingulaire des incisives maxillaires alors que lors de la propulsion, elle semblent la survoler.
- Pendant l'incision, les dents des secteurs cuspidés maxillaires et mandibulaires sont « au plus près » et peuvent alors fournir une information positionnelle fine au système nerveux central alors que lors de la propulsion, elles sont plus éloignées (56).

C'est pourquoi l'utilisation du seul mouvement de propulsion pour vérifier les guidages fonctionnels du secteur antérieur risque de laisser des surguidages non apparents à la propulsion sur le trajet fonctionnel d'incision. Ce surguidage est d'autant plus accentué lors de la présence de prothèse sur implant qui présente une capacité discriminative réduite comme nous le verrons au chapitre 3.

2.3.3.2. Trituration :

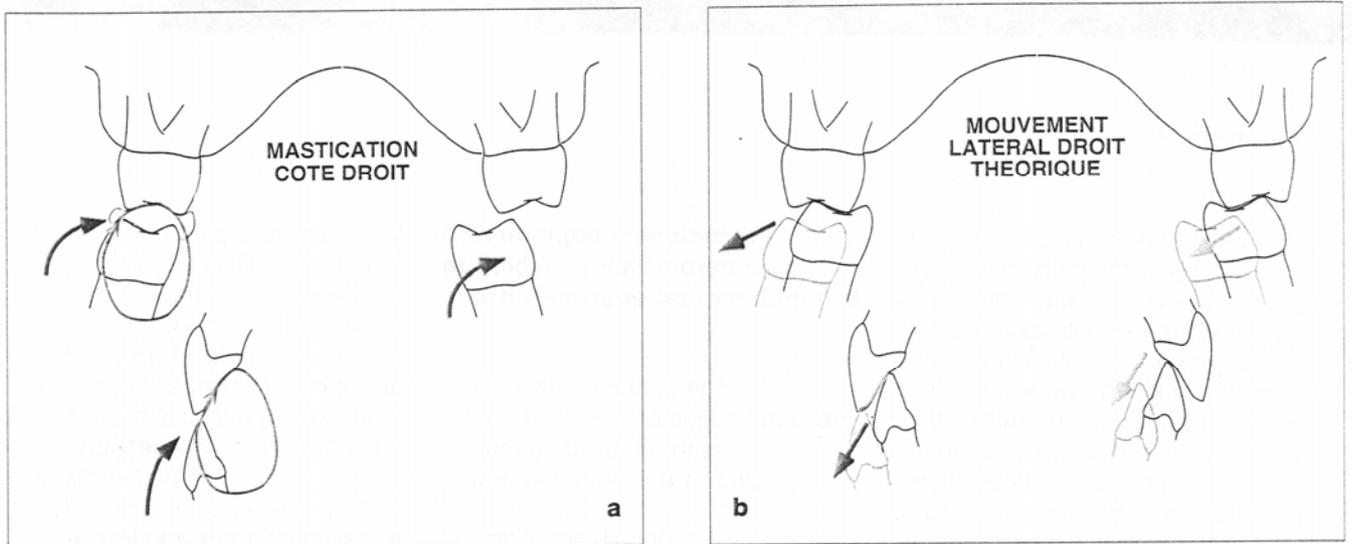


Fig 6 : Opposition de sens entre un mouvement fonctionnel de mastication (a, exemple d'une trituration à droite) et un mouvement de latéralité (b, exemple d'une latéralité à droite)

D'après LAURET et LE GALL (55)

Le mouvement de latéralité (de sens centrifuge) est en général guidé par la canine du même côté, parfois par deux ou plusieurs dents antéro-latérales dans le cadre d'une fonction groupe alors que, pendant la mastication (de sens centripète), les guidages dentaires sont harmonieusement distribués sur toutes les faces occlusales des dents cuspidées.

L'exécution du seul mouvement de latéralité pour vérifier l'équilibre occlusal postérieur ne permet pas d'objectiver les contacts et guidages fonctionnels postérieurs d'entrée et encore moins ceux de sortie de cycle masticatoire, et risque de laisser, comme pour l'incision, des interférences fonctionnelles indétectables par ce type de mouvement (55).

3. Particularités implantaires :

3.1. Ostéointégration :

BRANEMARK (8) a été le premier, en 1969, à suggérer la possibilité d'un contact direct entre l'os haversien vivant et un implant, qu'il a nommé « ostéointégration ».

La qualité de l'ostéointégration dépend du pourcentage de contact direct os/implant. La définition est donc essentiellement fondée sur la stabilité implantaire et l'analyse radiographique.

Cliniquement l'ostéointégration se traduit par une « ankylose », c'est à dire « l'absence » de mobilité de l'implant.

L'os possède un fort potentiel de régénération autour des implants.

Après la mise en place d'un implant endo-osseux, environ 1 mm d'os adjacent meurt. Ceci résulte du traumatisme consécutif à la préparation du site implantaire et au placement de l'implant.

La première étape de cicatrisation est le remplacement d'un tissu osseux péri-implantaire non vivant. Entre les berges osseuses du site chirurgical et la surface de l'implant, une néoformation osseuse se produit rapidement. Cet os est immature, de type trabéculaire. Il est donc peu résistant aux forces de mastication.

La deuxième étape concerne le remaniement de cet os, pendant plusieurs mois. Si un délai suffisant est observé avant la mise en charge de l'implant, les espaces entre les lacis de l'os immature seront recouverts d'os mature (lamellaire). La majeure partie de l'espace os/implant sera ainsi comblée de tissu osseux. L'os compact alors formé est assez résistant pour supporter les forces occlusales (25).

3.2. Absence de proprioception :

L'absence des mécano-recepteurs du parodonte réduit la capacité proprioceptive et discriminative des implants et ne permet pas aux mécanismes d'adaptation du système nerveux central de se manifester avec la même efficacité sur les prothèses implantaires que sur les dents naturelles (Fig 7) (47).

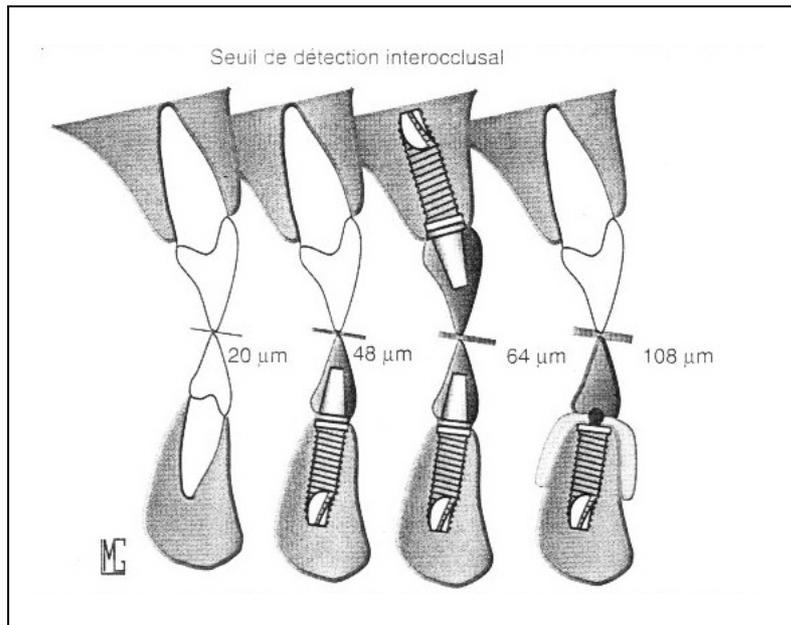


Fig 7 : L'absence de mécanorécepteurs du parodonte réduit de façon sensible la capacité de détection interdendaire fine.

D'après JACOBS et VAN STENBERGHE (47)

Ces mécanismes rendent possibles, en denture naturelle, la régulation des contacts par l'adaptation du jeu musculaire et génèrent, si nécessaire, des réflexes d'évitement permettant à l'appareil manducateur d'assurer ses fonctions essentielles de mastication et de déglutition, même en présence de sur-guidage ou d'interférences.

Les prothèses sur implant risquent de présenter des contacts dento-dentaires insuffisamment perçus donc non évités, pouvant entraîner une augmentation du risque d'échec implantaire par microtraumatismes répétés et contraintes latérales excessives.

La persistance des contacts occlusaux exagérés et le mauvais ajustement passif des piliers et des armatures prothétiques sont les deux principaux facteurs des échecs mécaniques implantaires (58).

3.3. Absence de ligament parodontal :

L'absence de proprioception est aggravée par le manque de mobilité du à l'absence de parodonte

La mobilité moyenne d'un implant est très inférieure à la mobilité physiologique moyenne des dents naturelles.

Le phénomène d'amortissement est donc nettement diminué par le manque de mobilité de l'implant, du à l'absence de parodonte.

Le ligament desmodontal permet aux dents naturelles une valeur moyenne d'amortissement axial de 28 μm . Un implant dans des conditions similaires de charges occlusales a une élasticité d'environ 5 μm . Selon la dent concernée la mobilité clinique transversale moyenne d'une dent varie entre 56 et 108 μm , alors que la mobilité transversale d'un implant peut varier entre 10 et 50 μm pour être en général inférieure en moyenne à 25 μm (Fig 8) (58).

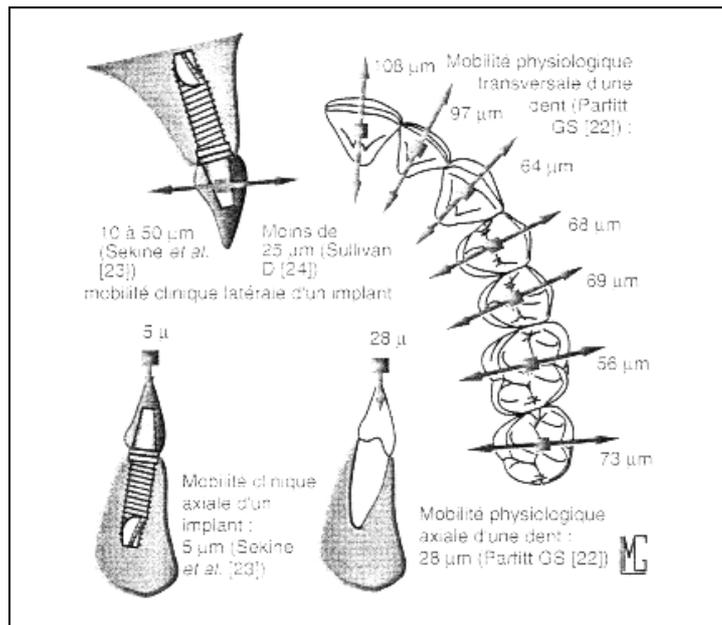


Fig 8 : La mobilité moyenne d'un implant est sensiblement inférieure à la mobilité physiologique moyenne des dents naturelles.

LE GALL/ SAADOUN/ LAURET (58)

De plus, le comportement visco-élastique du ligament parodontal permet :

- d'amortir les charges occlusales fonctionnelles ou parafunctionnelles,
- lors de surcharges occlusales répétées, l'augmentation de la mobilité dentaire avec retour progressif de la dent à sa position initiale après arrêt de l'application de la force. Il en va tout autrement pour un implant, où la mobilité implantaire induite par une surcharge occlusale est rarement réversible.
- une meilleure répartition des forces transversales. Lorsque des charges latérales sont appliquées sur une dent, la forme conique et l'orientation des racines, la présence du ligament et la mobilité physiologique, permettent le déplacement du centre de rotation vers l'apex. La dissipation des forces est alors éloignée de la crête. Par contre, sur un implant, la mobilité réduite et la forme généralement cylindrique déplacent le centre de rotation vers le col. Si l'implant est posé dans une position et une orientation inadéquate ou si la conception occlusale est inadaptée, les forces développées se concentrent sur la crête marginale près du col de l'implant, risquant d'entraîner, si les contraintes transversales sont excessives, une perte osseuse et/ou la fracture de l'implant. (58)

3.4. Importance de l'arcade antagoniste au site implantaire :

L'osséoperception implantaire n'est pas équivalente à la proprioception (48). Des études histologiques (105) ont montré que des fibres nerveuses, en grande quantité, sont présentes autour de l'interface os-implant. Ce sont ces mêmes fibres qui innervent le parodonte lors de la présence de la dent naturelle. Réorganisées par les ostéoblastes, elles sont capables de transmettre des informations et plus encore, au cours du temps, une perception de la sensibilité. Cette perception est de nature vibrotactile ou sonotactile. La proprioceptivité permet, grâce à des stimuli à l'intérieur du corps, la transmission d'informations sur des positions relatives et des mouvements. La perception tactile est perçue par des extérocepteurs (dans la peau, la muqueuse, l'os, le périoste, les gencives et le ligament parodontal). Le seuil de perception tactile orale est huit fois plus élevé chez les porteurs de prothèses complètes que chez les sujets ayant leurs dents naturelles, et trois fois plus élevé chez les patients porteurs de prothèses complètes avec quelques implants comme éléments d'ancrage. (47)

Le seuil de l'osséoperception à la pression est également plus élevé pour un implant que pour une dent naturelle.

Le type de denture antagoniste (denture naturelle ou reconstructions prothétiques diverses) est, en outre, un facteur déterminant quant aux seuils de sensations. (1)

4. Bio-mécanique :

4.1. définitions :

La biomécanique est l'application de la mécanique à des systèmes biologiques, ce qui entraîne la compréhension du fonctionnement biologique des êtres vivants d'une part et d'autre part une approche physique incluant l'analyse des contraintes, la détermination des propriétés mécaniques, le transfert de masse afin de décrire la réponse des systèmes vivants étudiés à des forces fonctionnelles ou parafonctionnelles.

Les sollicitations simples utilisées en mécanique pour décrire les déformations subies par les matériaux ne concernent que les corps ayant une forme de poutre (Fig 9), c'est à dire un corps pour lequel :

- il existe une ligne moyenne continue, passant par le barycentre des sections du solide ;
- la longueur L est au moins 4 à 5 fois supérieure au diamètre D ;
- il n'y a pas de brusque variation de section (trous, épaulements)

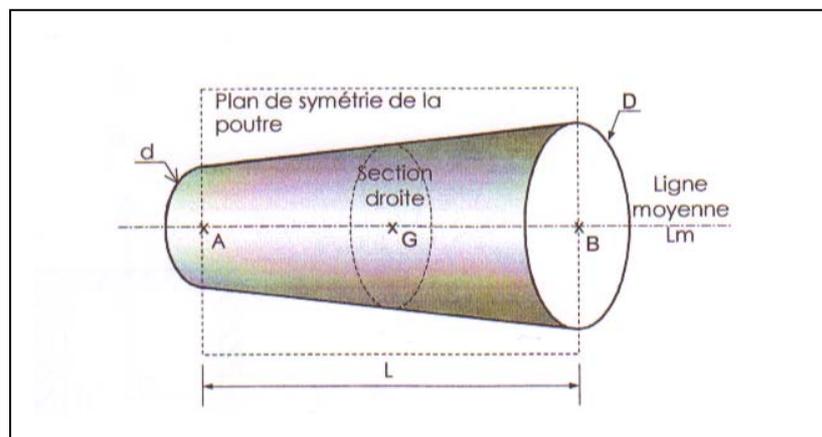


Fig 9 : Notion de poutre

D'après RIMBERT F.(93)

La contrainte est la réponse interne d'un corps à l'application de forces extérieures. En application des lois d'équilibre, une force ponctuelle F , à laquelle est soumise un élément et agissant perpendiculairement à sa section droite, est équivalente à la somme des forces

élémentaires réparties sur la section S sur laquelle elle s'applique, transformant cette force ponctuelle en pression uniforme appelée contrainte.

$$F = \sigma \cdot S$$

La force extérieure est désignée par le terme de charge.

Les contraintes s'expriment en kg/cm^2 ou en N/cm^2 .

Les sollicitations simples comportent :

- la traction :

Une poutre est sollicitée en traction, lorsque les actions aux extrémités se réduisent à deux forces égales et de sens opposés, portées par la ligne moyenne L_m (Fig 10).

Ici, seul un effort normal s'applique sur la poutre. Le moment de flexion et l'effort tranchant sont nuls. C'est à dire que quelque soit la section considérée de la poutre, il s'exerce toujours au barycentre de la section.

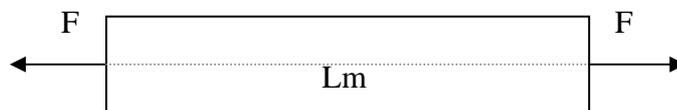


Fig 10 : Poutre sollicitée en traction.

Soumise à un effort de traction, une barre de longueur L et de section constante S s'allonge d'une longueur l . Le rapport l/L , désigné par ϵ , est appelé allongement relatif (Fig 11).

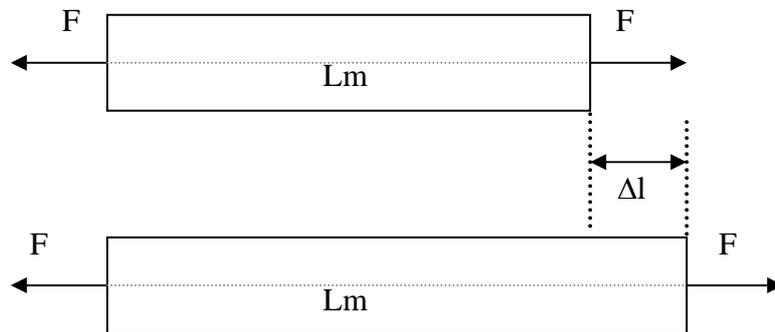


Fig 11 : Déformation d'une poutre.

Par la loi de Hooke, (énoncée par Robert Hooke, par la phrase en latin : *ut tensio sic vis et qui signifie : « telle extension, telle force »*), nous montre que ε est proportionnel à la contrainte σ .

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

E étant le module d'élasticité longitudinale.

- La compression :

A l'inverse de la traction, le phénomène de compression simple engendre un raccourcissement de la poutre.

- la torsion :

Une poutre est sollicitée en torsion lorsque les actions aux extrémités se réduisent à deux moments égaux et opposés, portés par la ligne moyenne (Fig 12).

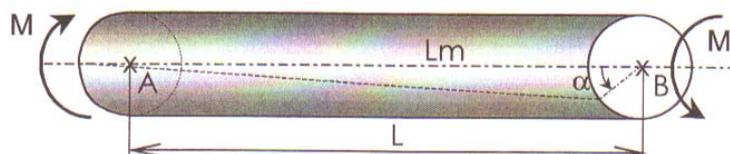


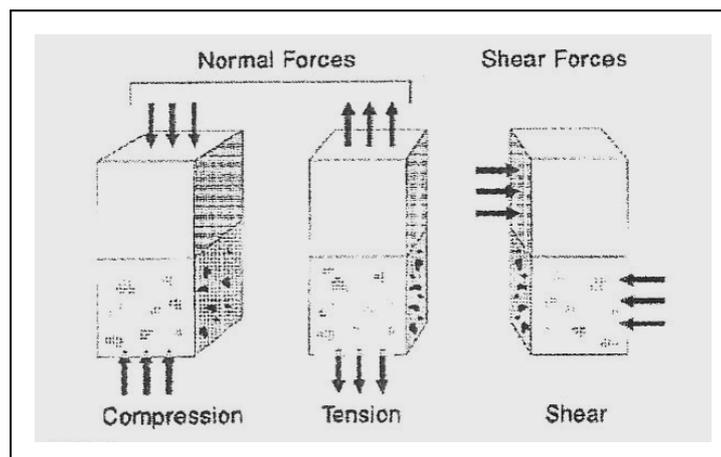
Fig 12 : Torsion d'une poutre.

- la flexion :

une poutre est sollicitée en flexion lorsque les éléments de réduction des efforts extérieurs exprimés au barycentre d'une section droite se compose d'un effort et d'un moment situés dans le plan de section.

Ces forces ont été classées par RANGERT (88), comme forces normales et forces de cisaillement exercées sur l'implant (Fig 13):

- Les forces normales s'exercent dans l'axe de l'implant. Elles sont perpendiculaires au plan de référence de l'implant. Ce sont les forces de traction et de compression. Ces forces sont favorables car elles génèrent des contraintes sur l'ensemble de la surface de l'implant et donc sur l'ensemble de l'os en contact avec l'implant.
- Les forces de cisaillement ne s'exercent pas dans l'axe de l'implant, elles sont transversales et parallèles au plan de référence.



*Fig 13 : Forces exercées sur les implants
D'après RANGERT (88)*

Les forces occlusales sont une combinaison des forces normales et des forces de cisaillement.

Le moment de flexion sur un implant est le produit de l'intensité de la force appliquée, par la longueur du bras de levier.

Rangert a imaginé une balançoire sur laquelle un homme de 70 kg, assis à 1m du point d'appui, serait en équilibre avec un enfant de 35 kg assis à 2m du point d'appui (Fig 14).

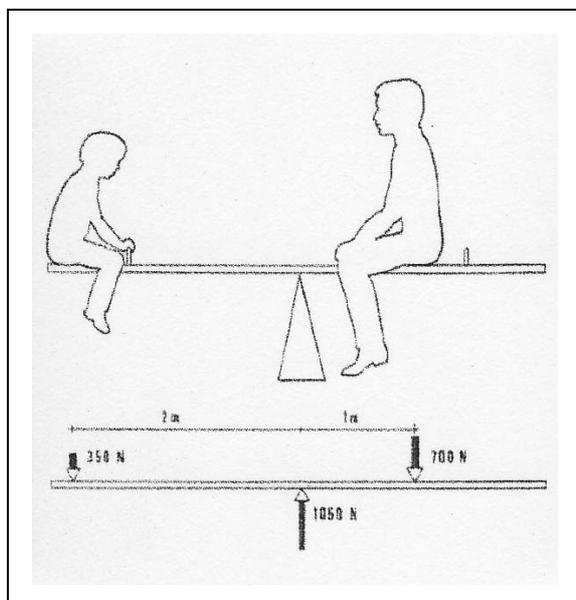


Fig 14: balançoire selon RANGERT (88)

Si nous tentons de traduire cela en force, on aurait une force de 700 N, appliquée à une distance « d » de l'implant (considéré comme le point d'appui de la balançoire), en équilibre avec une force de 350 N appliquée, cette fois ci, à une distance de « 2d » de l'implant.

Le moment de flexion sera de $350 \text{ N} \times 2d = 700 \text{ N} / \text{unité de surface}$.

Si nous appliquons cette règle mathématique à la prothèse sur pilotis, nous comprenons que l'implant le plus distal sera considéré comme le point d'appui de la balançoire et subira une force de compression ; l'implant antérieur subira une force de traction proportionnelle à la distance entre les deux implants et à la longueur du cantilever.

Plus la distance entre l'implant le plus postérieur et l'implant le plus antérieur sera grande, plus la force de traction supportée par l'implant antérieur sera faible (88).

4.2. Etude de la mise en charge :

4.2.1. Mise en charge axiale :

Deux type de forces peuvent s'exercer sur une entité implantaire :

- des forces axiales
- des forces transversales.

Lorsqu'une dent est mise en charge (fig 15), elle présente une flexion illustrée par la courbe D, comportant une ligne qui correspond à la réaction ligamentaire initiale (α), suivie d'un mouvement en bloc de l'organe dentaire (β).

L'implant, structure homogène élastique, a un comportement différent de flexion linéaire et de toute façon plus réduite, fonction de son module d'élasticité (courbe I).

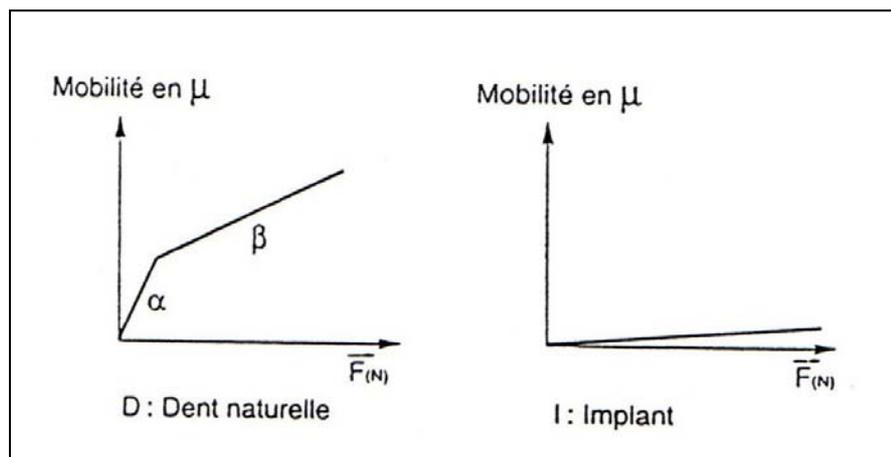


Fig 15: Représentation schématique de la mobilité dentaire et implantaire.

D'après CAPUTO 1987 (12)

Notons que l'implant a toujours un module d'élasticité nettement supérieur à celui du tissu osseux. De plus, ce dernier, présente une structure hétérogène, avec un module d'élasticité variant suivant les zones étudiées (corticales externe ou interne, crêtes alvéolaires, os spongieux à trabéculations variables ...).

On constate donc que l'implant endo-osseux, structure monolithique, est placé au contact du tissu osseux aux propriétés physiques très inégales selon les niveau considérés.

La dent naturelle a une mobilité physiologique de l'ordre de 50 à 100 µm dans le sens transversale et de 10 à 20 µm en direction axiale. L'implant est, en principe, ankylosé dans l'os.

Si un organe dentaire est relié de manière rigide à un implant endo-osseux correctement fixé, comme ce sera le cas dans les restaurations implanto-dento-portées, nous nous trouverons dans une situation évidemment conflictuelle.

La transmission des charges vers le milieu osseux dépend de plusieurs facteurs intrinsèques et extrinsèques :

- l'os : par son hétérogénéité rend l'analyse difficile. De plus la nature de la liaison implant-os (ankylose ou gaine fibreuse) influence aussi la dispersion des contraintes.
- l'implant : par son module d'élasticité et surtout par sa macro géométrie et sa micro géométrie.
- les forces : par leur direction et sens, leur intensité et leur durée d'application (88).

4.2.1.1. De système homogène :

Ces systèmes comportent, soit des implants identiques, soit des dents naturelles reliées par une armature prothétique rigide.

Tentons d'analyser l'approche schématique très simplifiée de RICHTER (91) décomposée en trois parties.

Premier cas :

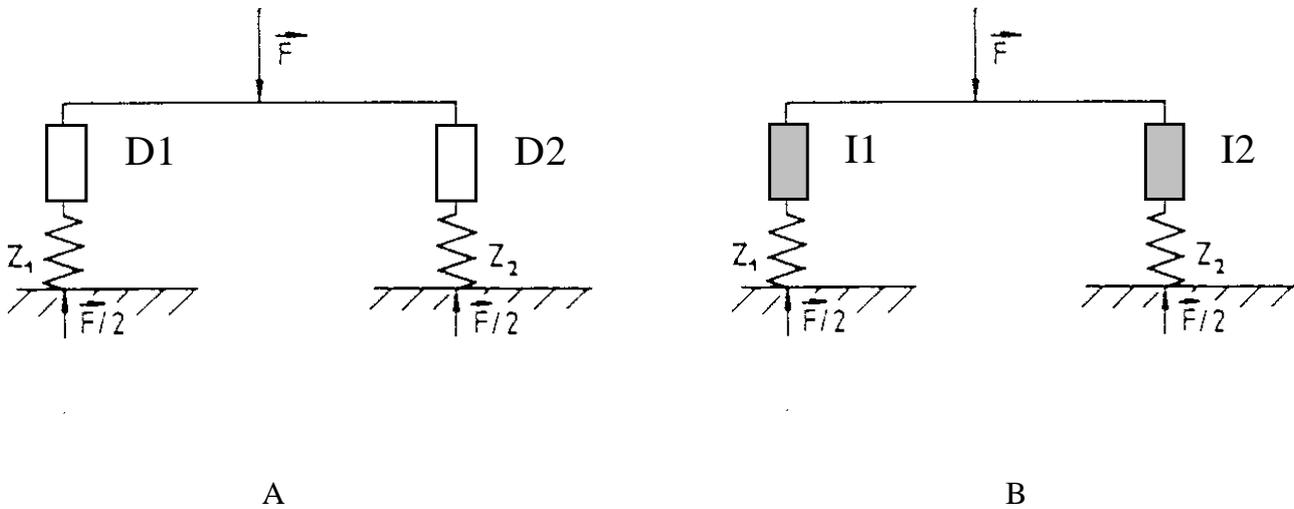


Fig 16: Force appliquée à équidistance selon RICHTER (91)

A . Nous avons deux dents naturelles, D1 et D2 reliées par une travée rigide, la force F s'applique à équidistance des 2 dents supposées de même qualité parodontale.

Il y a partage des contraintes exprimé par :

$$\begin{array}{c} \rightarrow \\ F1 \end{array} = \begin{array}{c} \rightarrow \\ F2 \end{array} = \begin{array}{c} \rightarrow \\ F/2 \end{array}$$

Les ressorts Z1 et Z2 caractérisent l'effet du ligament parodontal.

B. Nous avons ici deux implants I1 et I2. La largeur du ressort représente l'élasticité bien moindre de l'implant par rapport à la dent naturelle.

La force F entraîne les mêmes contraintes réactionnelles au niveau des implants.

Deuxième cas :

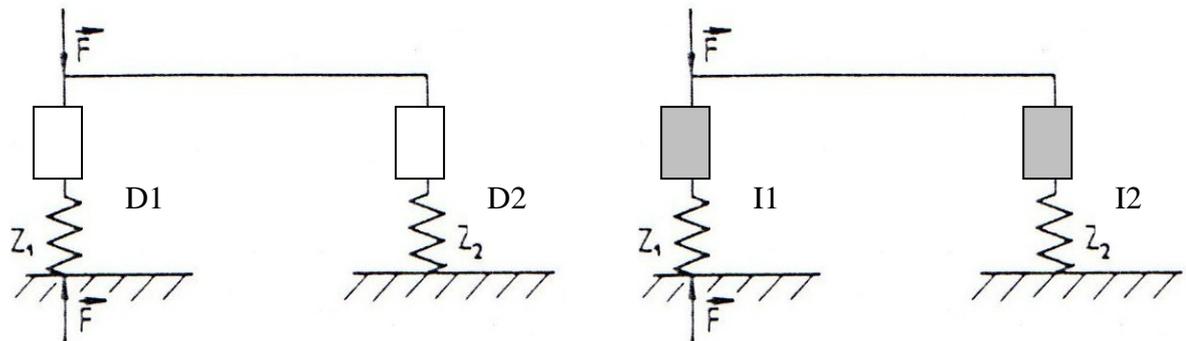


Fig 17: Charge appliquée axialement sur un des piliers selon RICHTER (91)

Dans ces deux situations (Fig 17) (bridge dentoporté et implantoporté), la charge appliquée axialement sur un des piliers entraîne une réaction presque uniquement limitée à l'os entourant ce pilier.

L'enfoncement de D1 dans son alvéole entraîne une flexion limitée de la travée avec un moment négligeable sur D2.

Dans le cas du bridge implanto-porté, pas de partage des charges et tout va bien si l'implant est capable d'absorber et de distribuer la charge qui lui est appliquée.

Troisième cas :

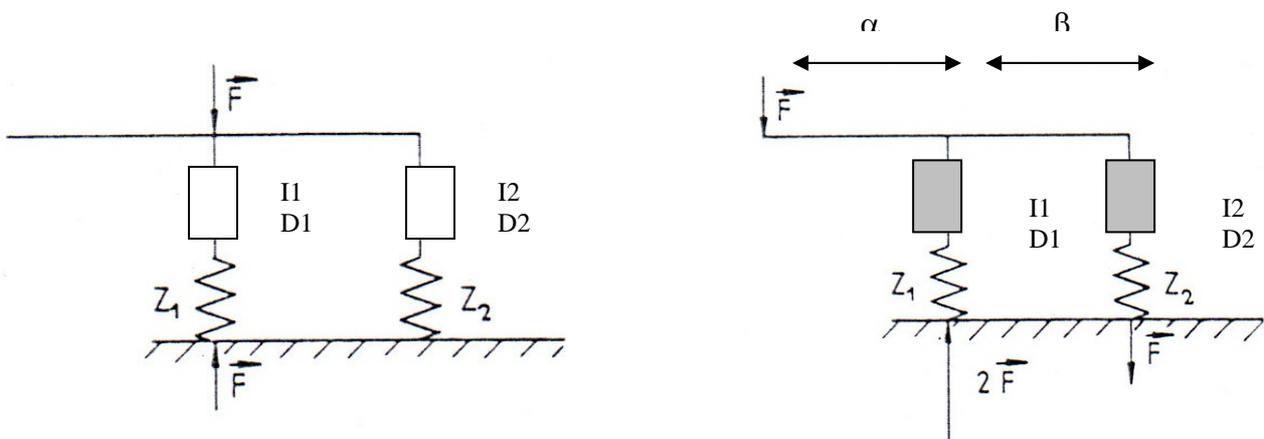


Fig 18: Système « cantilever » (extension en porte à faux) selon RICHTER (91)

Système dit cantilever (Fig 18), c'est à dire comportant une extension en porte-à-faux.

Le raisonnement est valable pour D et I.

Ici la distribution des charges est très différentes : une pression axiale s'exerçant à l'extrémité des leviers en porte à faux entraîne, en fonction des simples lois de mécanique des leviers, une contrainte double sur le pilier distal, dans le sens de l'enfoncement, et un stress d'intensité égale à la forces F, mais dans le sens de l'extrusion au niveau du pilier mésial du système, soit D2 ou I2.

Les bras de levier a et b sont égaux.

Il est impossible d'établir une règle définissant la longueur acceptable d'une travée en extension dans une prothèse implantoportée rectiligne ou en courbe car on se heurte à l'impossibilité d'intégrer tous les paramètres impliqués .

Tout au plus nous pouvons déduire de l'expérience clinique que les charges occlusales habituelles se situent bien en deçà de la charge de rupture du système os-implant. Si nous considérons que le double de la charge occlusale appliquée sur un pilier reste supportable, alors nous pouvons dire que la longueur maximale tolérable d'une extension prothétique en porte à faux est égale à la distance séparant les piliers périphériques de la prothèse dans un système rectiligne.

Deux modes de calcul forcément approximatifs ont été proposés pour les prothèses curvilignes (Fig 19):

- l'extension ne doit pas dépasser la moitié de la longueur de la travée réunissant les implants ;
- la longueur de l'extension doit rester inférieure au double de la dimension antéro-postérieure de l'arrangement curviligne.

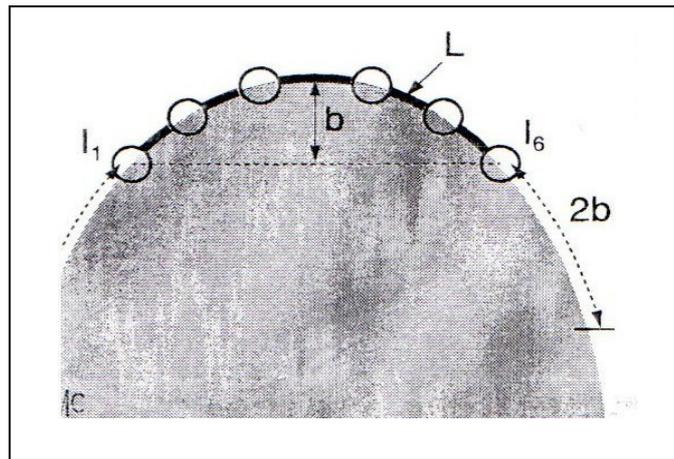


Fig 19: Longueur de l'extension en porte à faux
 L : longueur de la travée entre les implants $I1$ et $I6$
 b : flèche
 d'après DUBRUILLE (31)

4.2.1.2. De système hétérogène :

Une restauration prothétique peut s'appuyer à la fois sur des piliers compliants (les dents munies d'un parodonte) et des piliers résilients (les implants, supposés ankylosés dans le tissu osseux, en contact direct avec lui sans interposition d'une gaine fibreuse).

Premier cas :

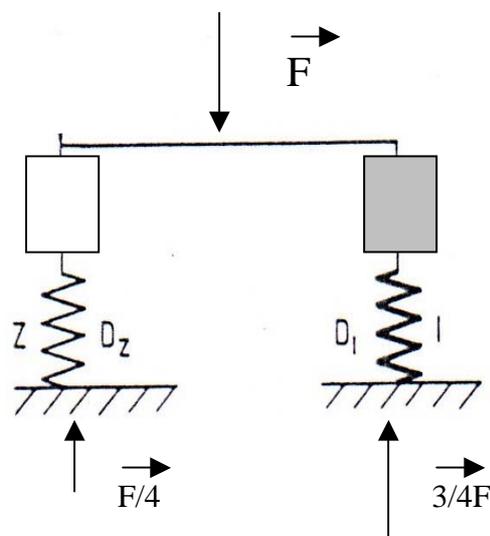


Fig 20 : Forces appliqués à équidistance sur des système hétérogènes. selon RICHTER (91)

Les différents ancrages sont exprimés par la rigidité des ressorts, c'est à dire la largeur des lignes. La résilience (le quotient de la force F et du mouvement élastique) du pilier implant (D_i) est moins important que celle de la dent (D_z) (Fig 20).

On peut facilement imaginer que l'équilibre doit se réaliser d'une autre manière qu'auparavant : à cause de la haute flexibilité du ressort souple, le ligament, il doit y avoir une courbure sur le ressort de droite, l'implant et l'os, ce qui signifie qu'une partie seulement de la force F est transmise via la dent, tandis que l'autre partie est transmise sous forme de moment à travers l'implant à l'os sous jacent.

Deuxième cas :

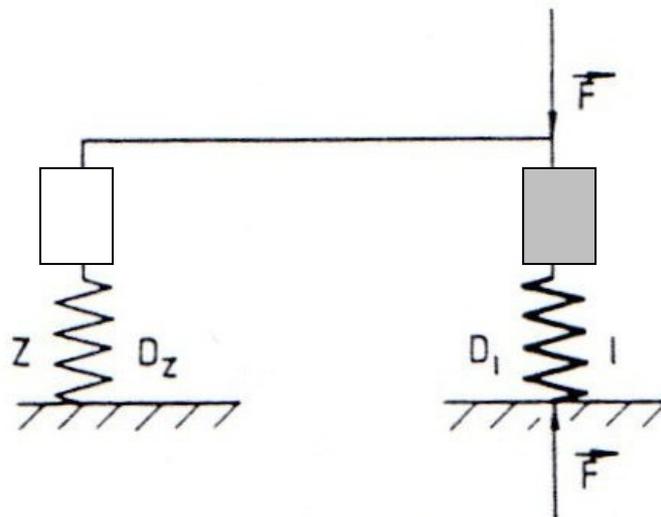


Fig 21 : L'implant prend toute la charge. Le moment est nul au niveau de la dent.

Selon RICHTER (91)

Troisième cas :

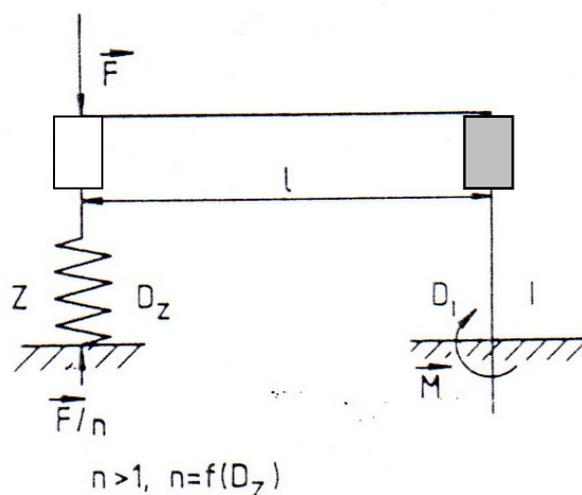


Fig 22 : Distribution de la charge sur un bridge normal avec des piliers différents Z et I selon RICHTER (91)

Le pilier dentaire subit une intrusion dans l'alvéole entraînant l'apparition d'un moment de rotation au niveau de l'implant ankylosé. Ce moment M est d'autant plus important que le rapport des modules d'élasticité implant/dent et la distance l entre les piliers naturel et implantaire sont plus grands. Nous voyons que si la résilience des deux piliers était égale, la formule ci-dessus exprimerait un moment égal à zéro (Fig 22).

La distribution des charges se fait inégalement, en effet :

- L'implant est soumis à plus de charge que la dent, notamment en fonction de la disparité des modules d'élasticité respectifs.
- S'il y a plusieurs implants de qualité inégale (d'inégal degré d'ankylose dans l'os), c'est celui qui est le plus fermement fixé qui supporte le plus de charge.
- Si la suprastructure est très rigide, il y a une meilleure répartition des charges que si elle est flexible, auquel cas le pilier le plus proche du point d'application de la force souffre d'avantage.

A cause de tous ces éléments, l'élasticité des dents et des implants aussi bien que des dents antagonistes distribuée de manière harmonieuse est très importante en occlusion centrée. La caractéristique d'un système harmonieux est l'existence d'unités occlusales qui puissent fléchir de façon égale en accord avec leur position sur l'arcade dentaire. Dans le cas d'une

denture naturelle, chacune des dents antagoniste va fléchir d'environ 15 microns, si les mâchoires se rapprochent de 30 microns après contact initial et action musculaire.

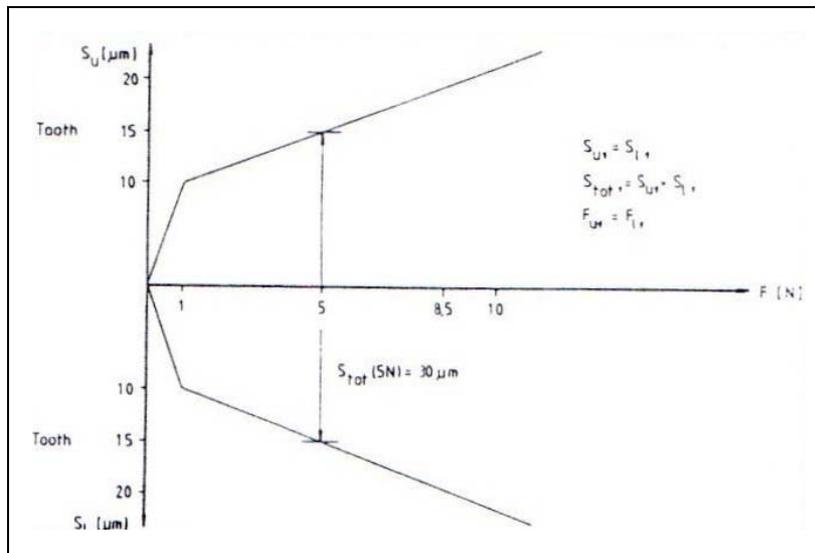


Fig 23 : Rapport force-mouvement de deux dents antagonistes

Partie supérieure : trajet de la dent supérieure

Partie inférieure : trajet de la dent inférieure

D'après RICHTER (91)

Comme il est indiqué dans la figure 23 il n'y a que 5 newtons de la charge initiale qui seront transmis.

S'il y a un implant à la place d'une dent et que les conditions d'une flexibilité harmonieuse de 30 microns doivent être remplies, il faut établir une charge de 16 newtons (Fig 24).

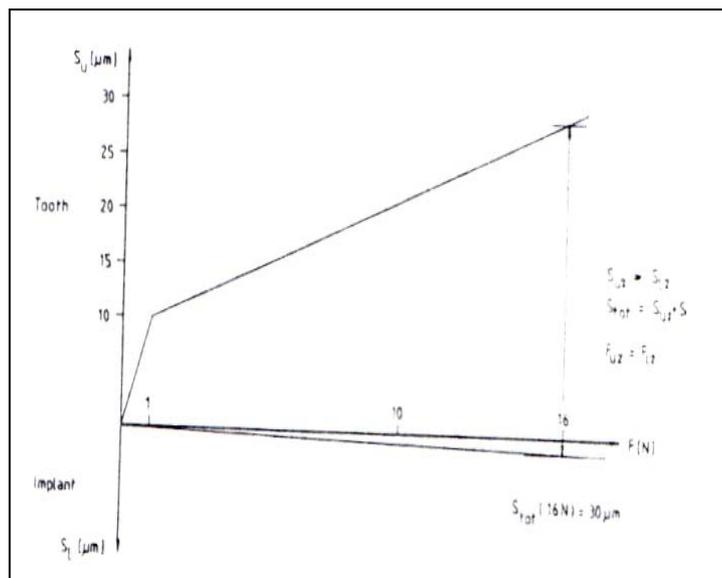


Fig 24 : rapport force-mouvement d'une dent et d'un implant.
Selon RICHTER (91)

Cela signifie en premier lieu que l'implant et la dent antagoniste subissent une contrainte beaucoup plus élevée que dans la situation naturelle et en deuxième lieu que la dent antagoniste doit pallier au manque de flexibilité de l'implant.

En diminuant l'intensité des contacts occlusaux nous pouvons essayer de désactiver la situation. Mais comme nous pouvons le voir dans la figure 25 il n'y a qu'une réduction partielle de la charge transmise.

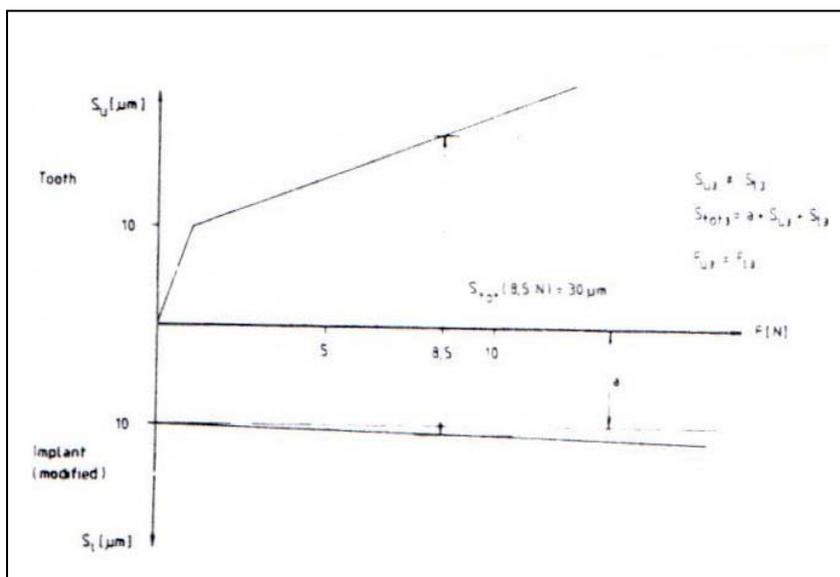


Fig 25 : rapport force-mouvement d'une dent et d'un implant en diminuant l'intensité des contacts occlusaux.
Selon RICHTER (91)

4.2.2. Mise en charge horizontale :

Nous allons maintenant discuter de l'influence des forces horizontales. Un implant est situé dans la mâchoire de la même façon qu'une dent, de sorte que les forces horizontales vont causer dans l'os des réactions tel qu'il est démontré à la fig 26 .

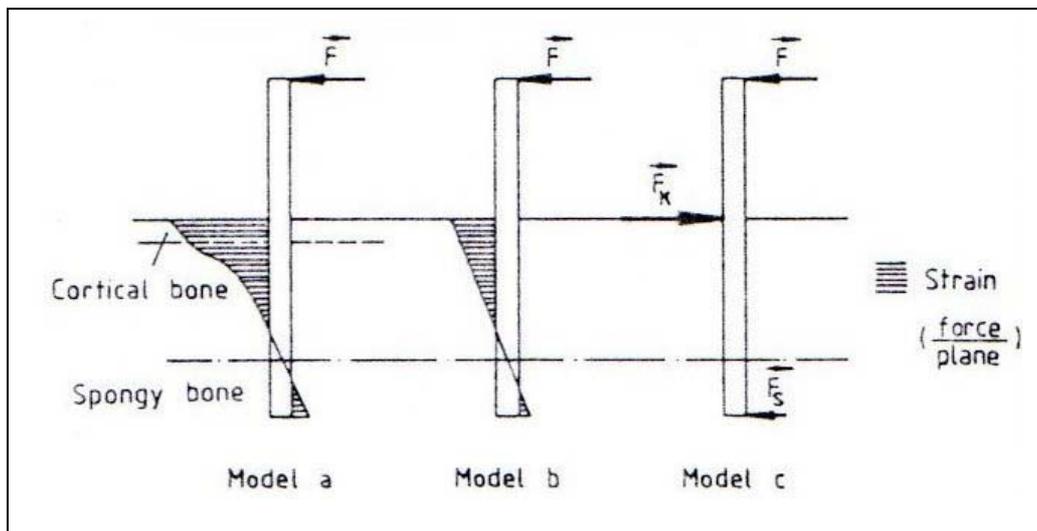


Fig 26 : réaction de l'os pour des forces horizontales.

Selon RICHTER (91)

Le modèle a considère les contraintes exercées sur l'os cortical et l'os spongieux.

Le modèle b est une simplification .

Le modèle c interprète les réactions de l'os non pas comme des pressions mais comme des forces.

Si l'on tourne le modèle c vers la gauche et que la distribution des forces est comparée à celle qui prévaut dans le cas du bridge cantilever , on voit la même situation. Dans les deux cas c'est à coté du porte à faux que la force de réaction présente sa valeur la plus élevée.

Par conséquent les forces horizontales s'exerçant sur les implants causent des contraintes élevées dans l'os cortical.

Il faut ajouter que même une force verticale décentrée cause les mêmes forces de réaction dans l'os qu'une charge horizontale directe.

La discussion des charges appliquées aux implants ne serait pas complète sans jeter un coup d'œil à la brillante conception de la nature. Les caractéristiques du ligament parodontal sont bien connues mais il est nécessaire de se remettre en mémoire la géométrie de l'espace parodontal. Il est un peu plus large dans ses portions apicale et marginale que dans sa partie centrale. Il n'y a pas de surcharge de l'os dans sa partie critique, parce qu'il y a plus d'espace et que le ligament lui-même peut-être comprimé (91).

4.3. Bio-mécanique mandibulaire :

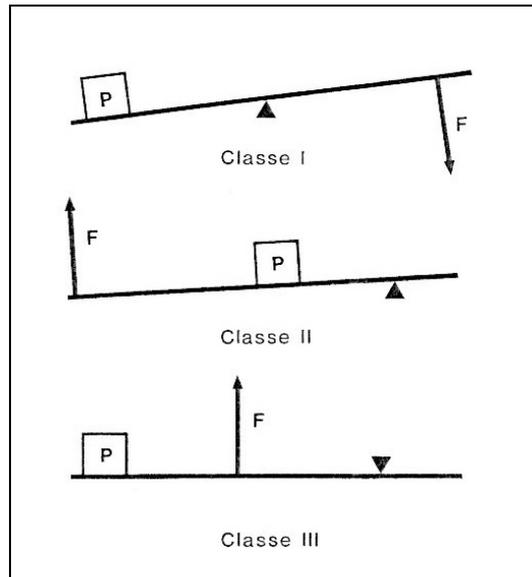
4.3.1. Forces agissant sur les maxillaires :

4.3.1.1. Occlusale, musculaire, condylienne :

Lors de l'incision, la direction des forces de morsures au niveau des incisives à une direction essentiellement verticale. Par ailleurs, les forces musculaires se localisent entre l'axe bicondylien et les dents antérieures de la mandibule. La résultante des forces musculaires ne peut en aucun cas se situer au niveau des incisives. Par conséquent, pour maintenir l'équilibre de la mandibule, il faut faire intervenir d'autres forces, et les seules possibles sont des réactions au niveau des condyles.

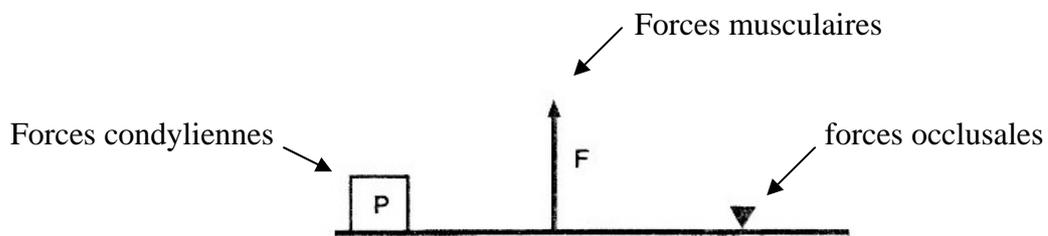
Lors de la mastication, les forces occlusales se situent quelque part au niveau des dents post-canines. Pour trouver un équilibre, il faudrait que les forces occlusales et musculaires soient coplanaires, ce qui ne se rencontre jamais pour des simples raisons géométriques et surtout fonctionnelles. D'autres forces doivent alors encore intervenir et les seules possibles sont des réactions au niveau des condyles.

Ceci nous amène à considérer la mandibule fonctionnant comme un levier (82).



*Fig 27 : différent type de levier
Selon PICQ (82)*

Il existe trois types de levier (Fig 27). Les balances et autres balançoires sont des leviers de classe I. la brouette est un levier de classe II. La mandibule est un levier de classe III (Fig 28) (82).



*Fig 28 : Représentation schématique de la mandibule fonctionnant comme un levier.
Selon PICQ (83)*

4.3.1.2. Etude en vue latérale et frontale :

La détermination des forces agissant sur la mandibule, se base sur un modèle théorique qui entraîne des problèmes de simplification, puisque nous ne considérons alors que les forces verticales. Or les mouvements de la mandibule pendant la mastication ne sont pas uniquement verticaux. Cependant, il est très difficile de mesurer la direction des forces occlusales pendant la mastication, et des études ont montré que la composante verticale s'avère importante.

Pour déterminer la résultante des forces musculaires, il faut que les muscles élévateurs de la mandibule atteignent leur activité maximale au même moment, et connaître la force relative de ces muscles. Les muscles générateurs de puissance sont les muscles masséters, ptérygoïdiens internes et temporaux antérieurs. Une approche idéale pour déterminer la position de la résultante des forces musculaires consiste à prendre en compte la force développée par chaque muscle considérée comme proportionnelle à leur section ou à leur masse. Les données pour chaque muscle sont alors combinées dans la relation suivante :

$$L = \frac{L_m \times S_m + L_t \times S_t + L_p \times S_p}{S_m + S_t + S_p}$$

où

L : bras de levier de la résultante des forces musculaires.

L_m : bras de levier du masseter.

L_t : bras de levier du temporal antérieur.

L_p : bras de levier du ptérygoïde interne.

S_m : section ou masse du masseter.

S_t : section ou masse du temporal antérieur.

S_p : section ou masse du ptérygoïde interne.

La position de la résultante obtenue à l'aide de cette relation à une situation dans laquelle tous les muscles considérés agissent simultanément et en proportion direct de leurs tailles respectives. Autrement, la force relative de chaque muscle varie en fonction du type d'action, de la nourriture et de l'allongement des fibres musculaires. La position de la résultante des forces musculaires en vue latérale se situe approximativement au niveau du bord antérieur de la branche horizontale, comme schématisé sur la figure suivante.

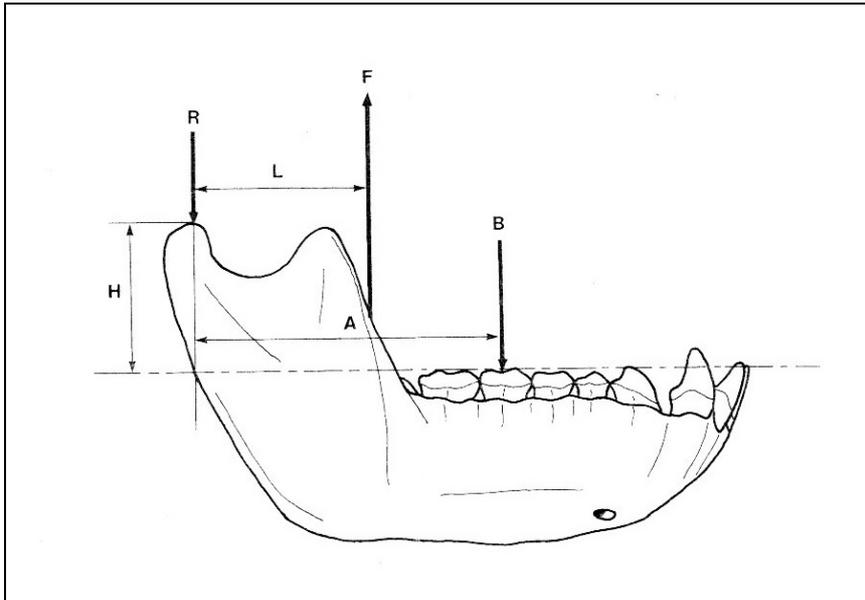


Fig 29 : position des forces masticatrices en vue latérale

R : réaction au niveau des condyles

F : résultante des forces musculaires

L : bras de levier de F par rapport à l'axe bicondylien

B : résultante des forces occlusales

A : bras de levier de B par rapport à l'axe bicondylien

Selon PICQ (82)

ETUDE EN VUE LATÉRALE :

Pour que la mandibule soit en équilibre, il faut que les forces et les moments satisfassent les lois de la statique :

- la somme des forces extérieures doit être nulle, soit :

$$(1) B - F + R = 0$$

- la somme des moments par rapport à un point p quelconque doit être égale à zéro, soit :

$$(2) L \times F - A \times B = 0$$

Soit:

$$B = \frac{F \times L}{A}$$

En substituant dans l'expression (1):

$$R = F - \frac{F \times L}{A} = F \left[1 - \frac{L}{A} \right]$$

Cette expression nous donne la part de la force musculaire F dissipée sous forme de réaction au niveau des condyle.

ETUDE EN VUE FRONTALE :

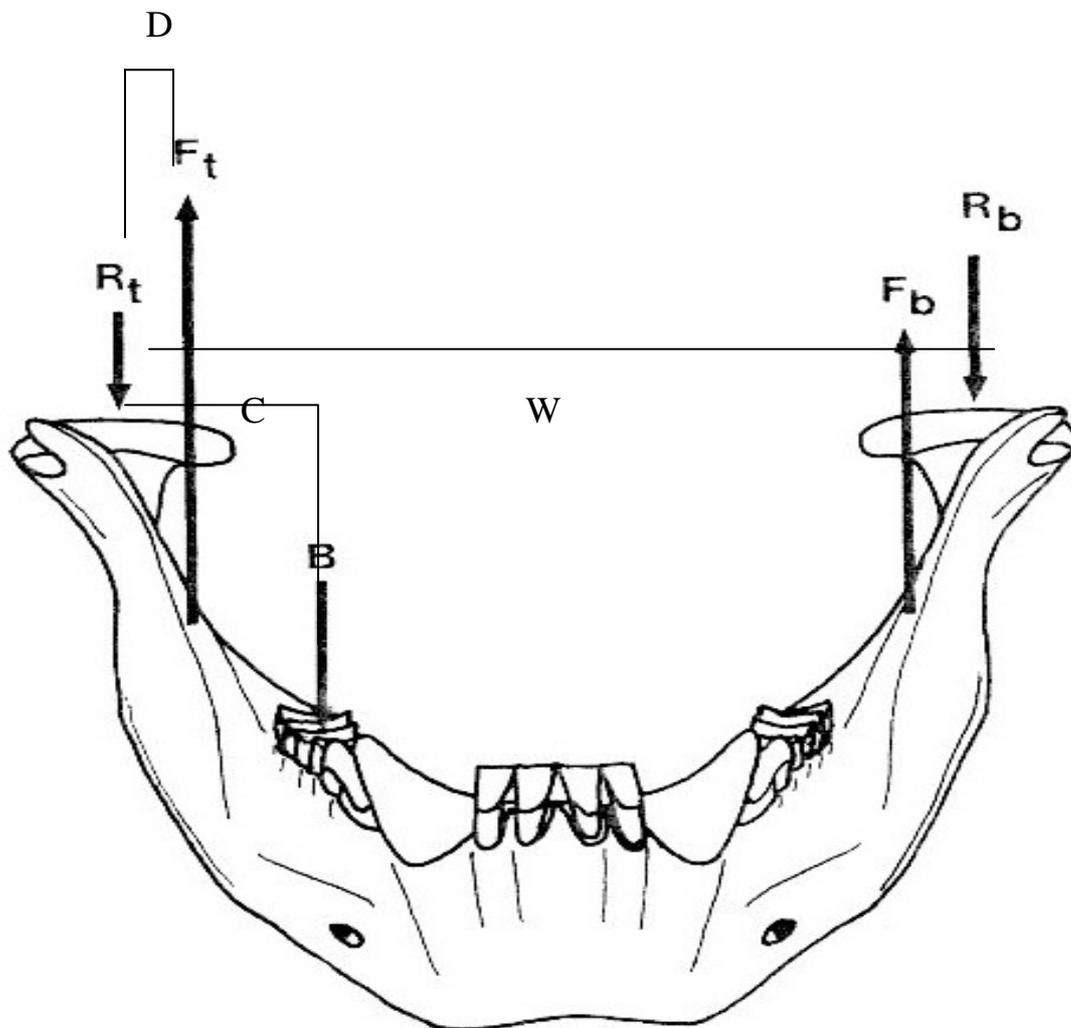


Fig 30 : Représentation schématique des forces masticatrices en vue frontale.

Selon PICQ (82)

Comme précédemment, le but de ces calculs est de déterminer la proportion des forces musculaires présente sous forme de réaction, mais cette fois sur chaque condyle. Toujours d'après les lois de la statique, nous avons coté du condyle balancé:

$$- (C \times B) + (D \times F) - (W \times Rb) = 0$$

soit

$$(4) \quad Rb = \frac{(D \times F - C \times B)}{W}$$

En substituant (2) dans (4) :

$$(5) \quad Rb = \frac{F (D - x L / A)}{W}$$

Nous procédons de la même manière du coté du condyle travaillant :

$$(W - C) \times B - (W - D) \times F + W \times Rt = 0$$

SOIT

$$(6) \quad Rt = \frac{(W - D) \times F - (W - C) \times B}{W}$$

En substituant (2) dans (6):

$$Rt = \frac{F \times ((W - D) - (W - C) \times L / A)}{W}$$

Les expressions R_t et R_b expriment respectivement la part de la force musculaire F présente sous forme de réaction sur le condyle travaillant et le condyle balançant. Nous remarquons que les valeurs prises par R_t et R_b dépendent des propriétés géométriques de la mandibule comme la largeur bicondylienne, de la position des forces occlusales par rapport à l'axe bicondylien et surtout de la résultante des forces musculaires dans le plan frontal.

On peut donc en conclure que le mauvais fonctionnement d'un des déterminants : occlusal, musculaire ou articulaire peut rompre l'équilibre fonctionnel de l'ensemble et provoquer le dysfonctionnement progressif de l'appareil manducateur si la capacité d'adaptation est dépassé, d'autant plus rapide avec les implants.

D'autre part l'évaluation du morphotype du patient est un des critères essentiels pour déterminer les contraintes s'exerçant sur l'implant, la localisation de la résultante des forces occlusales variant en fonction de celui-ci.

4.3.2. Orientation des forces :

4.3.2.1. Les contraintes occlusales :

Les forces occlusales s'appliquent à chaque fois qu'il existe des contacts dento-dentaires.

Les forces sont plus importantes lors de la déglutition (29,7kg) que pendant la mastication (26,4 kg). (18)

Deux types de forces peuvent s'exercer sur une entité implantaire :

- des forces axiales : ou les contraintes sont réparties autour de l'implant.
- des forces transversales : entraînant des moments de torsion qui exercent des gradients de contraintes à l'intérieur de l'implant mais aussi au niveau osseux.

Le moment d'une force est le produit de l'intensité de la force par son bras de levier : c'est à dire la distance entre l'axe de la force et la face externe de l'implant.

Si une force est appliquée en direction transverse ou si la force axiale est appliquée sur une ligne parallèle à l'axe de l'implant, la fixture sera sujette à la torsion.

Un implant qui ne travaillera pas dans son axe va transmettre à l'os des forces latérales nocives.

La configuration et l'orientation de l'implant vont modifier la répartition des forces, non seulement au sein du tissu osseux environnant, mais aussi à l'intérieur de l'implant.

On comprend que l'orientation donnée à l'implant lors de la phase chirurgicale soit un facteur critique compte tenu des forces exercées.

4.3.2.2. Au niveau postérieur : sens sagittal :

F.G. VON SPEE (Fig 31) (100) montra en 1970 que la courbe d'occlusion correspondant à la ligne de fermeture des arcades dans le plan sagittal définissait un arc de cercle.

Dans les années 1920, MONSON (74) a décrit son concept de la sphère (Fig 32): il a estimé que les arcades dentaires et les ATM constituaient une harmonie géométrique, le milieu de la sphère étant équidistant des deux articulations et représentant le point de convergence des grands axes des dents.

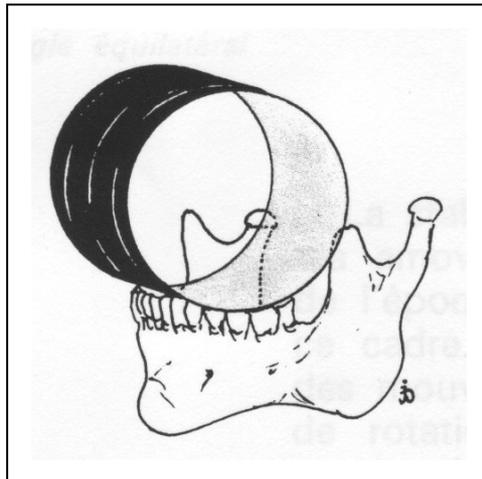


Fig 31: Le cylindre de Spee

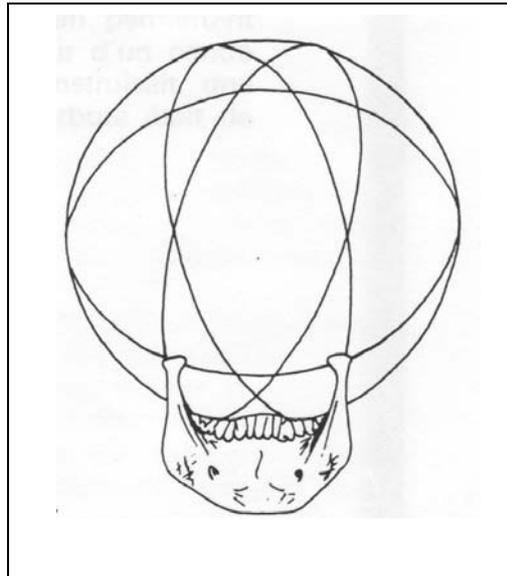
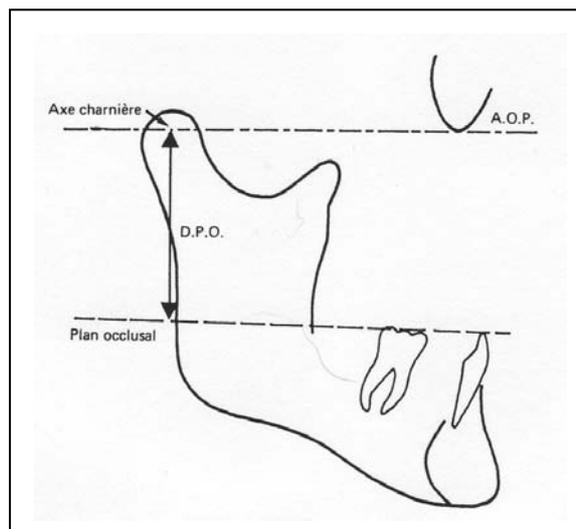


Fig 32 : La sphère de Monson

Corrélation entre le plan occlusal et la courbe de Spee :

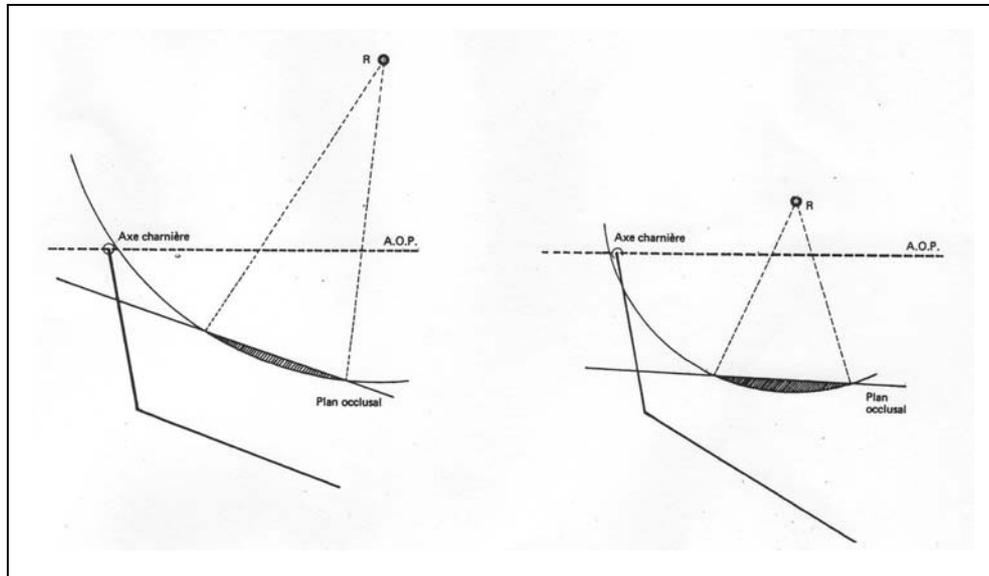
Prenons comme plan de référence le plan axial orbitaire (AOP) qui passe par le point sous-orbitaire gauche et par les deux points de l'émergence cutanée de l'axe charnière localisé cinétiquement.

La valeur DPO (Fig 33) caractérise la situation du plan occlusal par rapport à l'axe condylien de rotation mandibulaire. Cette distance est mesurée verticalement à partir de l'axe charnière.



*Fig 33 : DPO : distance plan occlusal – axe charnière
D'après ORTHLIEB (80)*

Il a été mis en évidence une corrélation entre le rayon de courbure de la courbe de Spee et DPO qui est représentée dans les schéma suivant (Fig 34):



- la courbe de Spee est relativement plate
 → le plan occlusal est proche de l'axe charnière

- lorsque le plan occlusal s'éloigne de l'axe charnière, la courbe occlusale est d'autant plus marquée.

*Fig 34 : Corrélation entre rayon de courbure de la courbe de spee et DPO
 D'après ORTHLIEB (80)*

Si nous comparons ces résultats aux études statistiques de R. SLAVICEK(1981), concernant les classes II et III, nous remarquons :

- que les classes II ont un plan occlusal se rapprochant de l'axe de rotation (donc une DPO plus petit) et, à l'inverse, un rayon de courbure grand.
- que les classes III ont un plan occlusal qui s'éloigne de l'axe charnière (donc un DPO plus grand) et, par conséquent , un rayon de courbure plus petit.

Il a donc été mis en évidence un lien existant entre la forme de la courbe sagittale du plan d'occlusion et la situation de ce plan occlusal par rapport à l'axe de rotation mandibulaire.

Ce lien peut-être mis en évidence en se reportant à une publication de PAGE (81) qui y fait deux remarques fondamentales :

- direction des pressions : axe fonctionnel.

A la fin du mouvement de fermeture, la mandibule réalise une rotation autour de l'axe bicondylien. Lors du contact avec l'arcade antagoniste, les pressions résultantes de l'impact sont dirigées selon la tangente au cercle de fermeture au niveau du point de contact occlusal. Cette tangente représente l'axe fonctionnel suivant lequel s'oriente le grand axe de résistance de la dent correspondante (Fig 35).

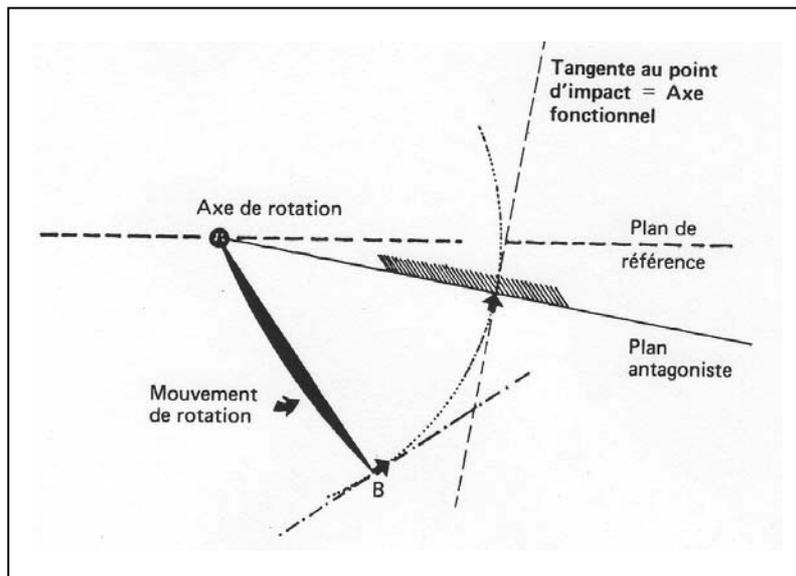


Fig 35 : axe fonctionnel

D'après PAGE (81)

- axe de rotation, plan occlusal et axe fonctionnel :

en comparant la mandibule à un ciseau (Fig 36), PAGE met en évidence que l'axe de rotation ne se situe pas dans le plan de coupe, c'est à dire que l'axe bicondylien ne se situe pas dans le plan occlusal. Il remarque alors que les tangentes au cercle de fermeture au niveau de différents points d'impact ne sont pas parallèles (81).

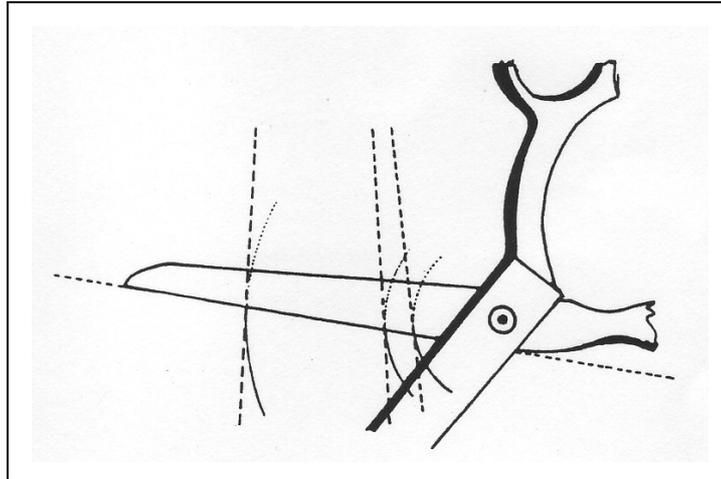


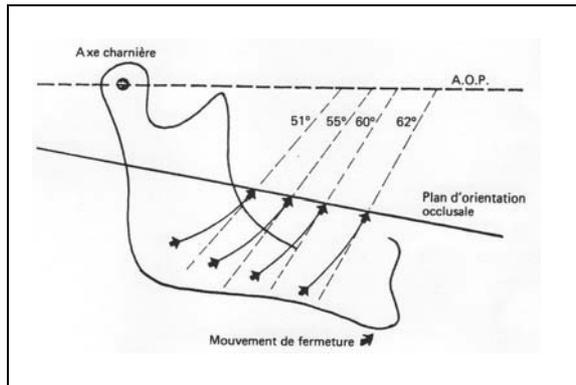
Fig 36 : le ciseau de PAGE

D'après PAGE (81)

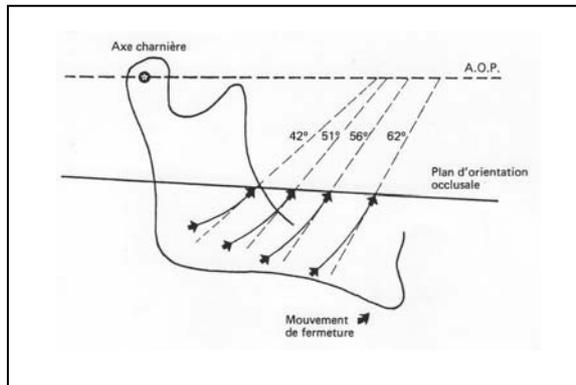
Chez l'homme, avec la croissance de la branche montante de la mandibule, le plan occlusal s'éloigne des articulations. PAGE a montré que, dans un tel cas, les axes fonctionnels (tangents au cercle de fermeture au niveau des points d'impacts occlusaux) , ne sont plus parallèles.

Les dents présentent donc des inclinaisons mésio-distales différentes, en alignant leur grand axe de résistance suivant ces axes fonctionnels. A ces inclinaisons différentes, répond la courbure sagittale du plan occlusal.

Remarquons que, plus le plan occlusal est éloigné de l'axe charnière, plus les inclinaisons mésio-distales des axes fonctionnels sont importantes (Fig 37 et 38) (80).



*Fig 37 : DPO = 23 mm
D'après ORTHLIEB (80)*



*Fig 38: DPO = 32 mm
D'après ORTHLIEB (80)*

Ces études confirment parfaitement que la courbe de Spee répond à l'agencement des dents mandibulaires suivant les tangentes au cercle de fermeture à partir des différents points d'impacts occlusaux.

Cette constatation permet de mettre en évidence la réalité fonctionnelle de la courbe de Spee, cet impératif physiologique ne peut dès lors qu'être un impératif implantaire et prothétique.

4.3.2.3. Au niveau postérieur : sens transversal :

Dans le sens transversal, le mouvement de trituration se fait de façon centripète allant de bas en haut et de dehors en dedans.

La force n'est donc pas dirigée de façon strictement verticale lors de l'appui qui se produit en position d'intercuspidation maximum.

De plus, en entrée de cycle, les contacts se font sur les surfaces inclinées des versants cuspidiens. Les dents sont inclinées de manière à résister au mieux à ces forces.

L'axe des dents mandibulaires est orienté en haut et en dedans. Leurs faces occlusales sont perpendiculaires aux racines. Elles regardent donc vers l'intérieur de la bouche.

Au contraire, l'axe des dents supérieures est orienté en bas et en dehors et leurs faces occlusales regardent vers l'extérieur, en vis-à-vis des dents antagonistes.

L'orientation des faces occlusales définit la courbe de wilson (Fig 39).

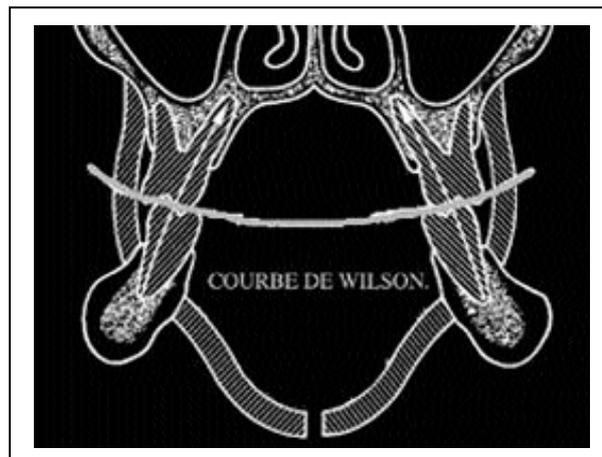


Fig 39 : courbe de wilson

Cette courbe varie selon les dents concernées et peut-être considérée comme nulle au niveau des prémolaires.

4.3.2.4. Au niveau antérieur :

Le mouvement d'incision qu'il soit destiné à couper un aliment ou qu'il soit induit par la position de travail ou de sommeil lors de la déglutition de la salive, se fait de bas en haut. Le glissement se produit ensuite vers le haut et vers l'arrière. La force est reçue par le plan incliné représenté par la face palatine des incisives supérieures. Elle est donc dissociée en deux composantes dont l'une, orientée en haut et en arrière. Elle est d'autant plus importante que la face palatine est inclinée.

4.3.3 Répartition des contraintes sur l'implant :

L'étude de L. PIERRISNARD/ D. AUGEREAU / M. BARQUINS (83) concernant l'analyse par la méthode des éléments finis des contraintes osseuses induites par des implants nous permet de faire deux analyses.

Lorsque la charge occlusale est axiale, la région cervicale est sollicitée en compression et la région péri-implantaire apicale est sollicitée en traction.

Lorsque la charge occlusale est oblique, il apparaît que :

- les régions osseuses cervicales situées du côté de la force occlusale sont sollicitées en traction alors que les régions osseuses cervicales, situées du côté opposé sont sollicitées en compression.
- dans la moitié apicale, la distribution des contraintes s'inverse ; les contraintes de traction sont observées du côté opposé à la force occlusale et les contraintes de compression, du côté de la force occlusale. Cette inversion permet d'imaginer un mouvement de rotation de l'implant, autour d'un axe situé à sa mi-hauteur.
- l'étendue des plages d'isocontraintes de fortes intensités, de traction et de compression augmente régulièrement avec l'augmentation de l'inclinaison de la charge occlusale, et diminue progressivement de la région cervicale à la région apicale.

Cette étude montre clairement, d'une part, l'influence néfaste de l'inclinaison de l'implant par rapport à l'orientation de la charge occlusale et d'autre part, la sollicitation importante de la région cervicale péri-implantaire.

Ce constat corrobore celui de CLELLAND et al. (19), mais contredit KINNI et al.(52) qui, dans leur étude mécanique par photoélasticimétrie, notent que, quelque soit l'inclinaison des forces, la transmission maximale se fait par l'apex.

Il en ressort tout de même une réalité telle que les forces occlusales doivent au maximum être orientées selon le grand axe de l'implant afin de limiter au maximum les contraintes péri-implantaires.

5. Conception de la restauration implantaire et facteurs influençant sur la bio-mécanique du système implantaire :

5.1. Classification du tissu osseux disponible :

En 1985, MISCH et JUDY (70) ont établi quatre divisions de l'os disponible pour l'implantologie orale, basées sur la progression du phénomène de résorption des bases osseuses.

L'os disponible décrit la quantité d'os dans la région considérée pour implantation. Il est mesuré en largeur, hauteur, longueur, angulation et rapport couronne/implant (Fig 40).

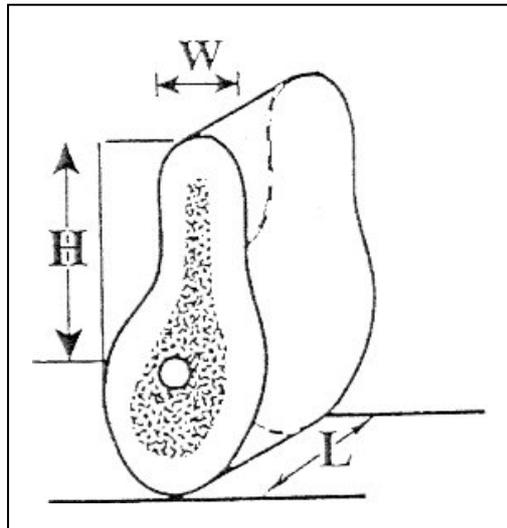


Fig 40 : Le volume de l'os disponible se mesure en largeur (W), hauteur (H), longueur (L), angulation et rapport couronne/implant.

D'après MISCH (70)

5.1.1. Os disponible en hauteur :

La hauteur de l'os disponible se mesure entre la crête alvéolaire édentée et le repère anatomique opposé, tel le sinus maxillaire ou le canal dentaire dans les régions postérieures, les narines et le bord inférieur de la mandibule dans les régions antérieures.

Au maxillaire, la région de la fosse canine présente un os disponible plus important que les régions antérieures ou postérieures.

A la mandibule, au niveau canine ou première prémolaire, la hauteur d'os peut-être diminuée par rapport à la région antérieure, du fait de la présence de la boucle antérieure du canal dentaire qui évolue dans le sens antérieur puis supérieur et distal pour sortir enfin par le trou mentonnier.

La hauteur de 10 mm minimum s'applique à la plupart des implants endo-osseux. Cette hauteur minimum peut être réduite dans le cas d'os très dense comme la symphyse mandibulaire ou accrue dans l'os très poreux des secteurs postérieurs du maxillaire supérieur.

En règle générale, 2 mm séparent l'implant de la limite anatomique de référence. L'expérience a montré que l'implant peut engager la corticale osseuse du sinus maxillaire ou du bord inférieur de la mandibule, ou approcher la lame cribreuse d'une dent naturelle sans complication. Cependant, dans le cas où l'implant deviendrait mobile ou serait atteint de maladie péri-implantaire, l'élément anatomique adjacent serait également atteint (70).

5.1.2. Os disponible en largeur :

La largeur d'os disponible est mesurée entre les corticales externe et interne au niveau de la crête alvéolaire de la région à implanter.

En générale, 5 mm au moins sont nécessaires en largeur pour assurer une épaisseur d'os suffisante et un apport vasculaire adéquat autour de l'implant pour sa survie (70).

5.1.3. Os disponible en longueur :

La longueur mésio-distale de l'os disponible dans un segment édenté est souvent limitée par les dents ou les implants adjacents.

La longueur d'os nécessaire à la pose d'implant endo-osseux est inversement proportionnelle à la largeur de l'os disponible. Pour une crête osseuse de 5 mm de large ou plus, une distance minimale de 5 mm est généralement suffisante. Une crête de 2.5 mm à 5 mm de large nécessite une longueur plus importante pour assurer à l'implant une surface de support adéquate (70).

5.1.4. Angulation possible par rapport à l'os :

L'os crestal péri-implantaire est le plus résistant en compression, sa résistance diminue de 30 % en traction et de 65 % en cisaillement (89). De ce fait, l'occlusion doit tendre à orienter les contraintes dans l'axe des implants en sollicitant l'os en compression et en évitant tout effet de cisaillement.

Plus l'angulation des contraintes est forte, moins la capacité de résistance de l'os est grande car les composantes horizontales de cisaillement augmentent.

Ainsi, pour BERT (4) , la composante principale des forces occlusales doit être dirigée dans le grand axe de l'implant.

Cependant WATSON (106) parle de limite de tolérance acceptable de 10° entre l'axe des implants et celui des forces exercées.

Pour ENGLISH (33) , des angulations de l'ordre de 16° à 18° seraient encore dans la limite de tolérance acceptable.

D'autres auteurs ont montré qu'il y aurait un rapport statistiquement significatif entre l'augmentation des contraintes autour de l'os et l'augmentation de l'angulation des piliers.

Ces contraintes resteraient, dans la limite physiologique de l'os, pour des piliers angulés entre 0 et 20°, au delà, une ostéolyse apparaît.

5.1.5. Rapport couronne/implant :

Le rapport couronne/implant influence l'aspect final de la prothèse et conditionne l'importance des moments de force sur l'implant et sur l'os crestal environnant. La hauteur coronaire est mesurée à partir du plan occlusal ou incisif à la crête, et la hauteur de l'implant entre la crête alvéolaire et son apex.

Lorsque le rapport implant/couronne s'accroît, le moment de force s'accroît. De plus, esthétiquement, la prothèse définitive se trouve dans l'impossibilité de remplir sa mission .

Le rapport couronne/implant a donc pendant longtemps été considéré comme un des facteurs géométriques pouvant augmenter les risques de complications biomécaniques.

En denture naturelle nous savons que le rapport optimal est de 1 sur 2, mais cela existe rarement en prothèse implantaire car la résorption osseuse est souvent accompagnée de rapports inter-arcades défavorables et d'un espace mandibulo-maxillaire augmenté, avec les inévitables conséquences prothétiques de hauteur coronaire.

L'étude de TAWILL et coll (101) n'a pas prouvé que ce soit un facteur majeur de complication bien qu'il ait été multiplié par 2 ou 3 dans 87 % des cas. Si l'occlusion est correctement ajustée et les contacts occlusaux situés le plus près possible de l'axe d'émergence de l'implant, d'important rapports couronne/implant ne représenteront pas un risque majeur de complications biomécaniques.

L'étude de NEDIR et coll (75) confirme ce résultat, en effet dans leur études les rapports couronne/implant sont compris entre 1.05 et 1.80, sans qu'ils ne mentionnent de conséquences nuisibles sur le taux de réussite final.

5.1.6 Classification de l'os disponible selon Misch :

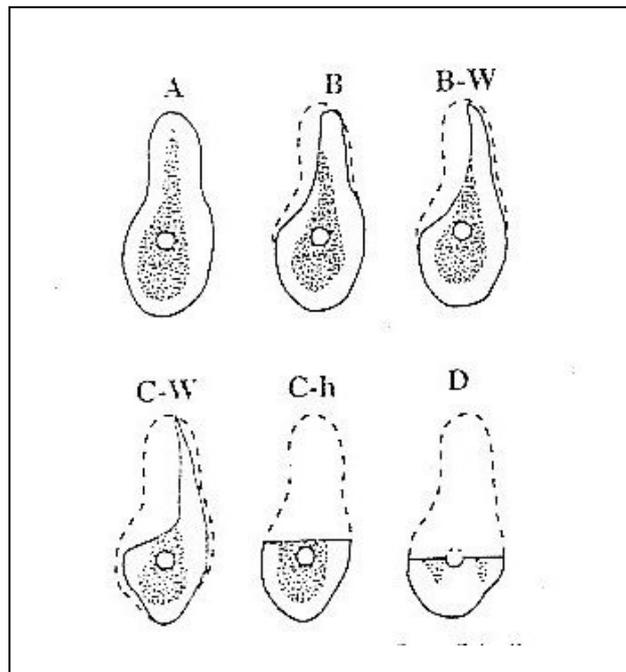


Fig 41 : Division de l'os disponible

D'après MISCH (70)

Division A :

L'os de division A correspond à un os abondant en toutes dimensions.

La largeur est d'au moins 5 mm et la hauteur est d'environ 10 mm ou plus. La longueur est supérieure à 15 mm.

Division B :

Lorsque l'os se résorbe, la largeur d'os disponible diminue en premier aux dépens de la corticale vestibulaire.

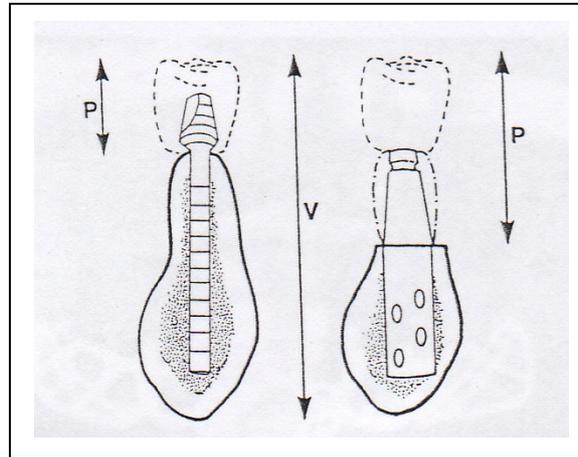
Une diminution d'environ 40 % en largeur s'effectue dans les trois premières années suivant la perte des dents.

La hauteur d'os est de 10 mm au moins, comme pour la division A, mais la largeur elle, varie entre 2.5 et 5 mm.

Trois options de traitement sont offertes pour la crête de division B :

- Modification de la crête par ostéoplastie.

Cette technique peut soit amener l'os en division A (engendrant un accroissement en hauteur de la couronne clinique) soit l'amener en division C (avec un pronostic de succès moins élevé) (Fig 42).



*Fig 42 : Ostéoplastie d'une crête de division B
D'après MISCH (70)*

- Modification de la crête par greffe osseuse, ou l'on retrouvera une crête en division A
- Placement d'un implant plus étroit.

Division C :

La résorption osseuse progresse en largeur puis en hauteur.

La zone édentée peut-être déficiente dans une ou plusieurs dimensions.

Il y a deux sous catégories communément rencontrées :

Une crête trop étroite est dite C-w (w pour width = largeur)

Une crête trop basse s'appelle C-h (h pour height = hauteur)

Lorsque des implants endo-osseux de moins de 10 mm sont utilisés dans l'os de division C-h, des implants supplémentaires doivent être placés de manière à compenser et ainsi obtenir la surface de contact totale requise pour supporter la prothèse.

L'autre option de traitement consiste à augmenter la crête de l'os par greffe osseuse d'apposition ou reminéralisation osseuse guidée (70).

Division D :

Le processus de résorption avancé se traduit par la perte complète de l'os alvéolaire et l'atrophie de l'os basal.

La perte de l'os basal se traduit par un maxillaire supérieur plat ou une mandibule de l'épaisseur d'un crayon ou d'un cure-dent.

A la mandibule, d'importantes déhiscences se manifestent au niveau du trou mentonnier et du canal mandibulaire inférieur. De ce fait, nous rencontrons fréquemment des patients se plaignant de paresthésies de la lèvre inférieure, spécialement lors de la mastication.

Le muscle mentonnier a perdu une grande partie de ses ancrages et son fuseau inférieur vient maintenant s'amarrer au niveau supérieur de la crête. Le muscle buccinateur lui aussi se rapproche de muscle mylohyoïdien au sommet de la crête.

La reconstruction des bases osseuses par autogreffe est vivement recommandée avant toute intervention implantaire si elle est envisagée .

5.1.7. Classification de la qualité osseuse :

- Classe I : constituée presque exclusivement d'os compact homogène,
- Classe II : os compact épais entourant un noyau spongieux à trabéculations denses,
- Classe III : os cortical fin entourant un noyau spongieux à trabéculations denses,
- Classe IV : os cortical fin entourant un noyau spongieux peu dense.

5.2. Facteurs géométriques :

L'observation des dents naturelles et plus particulièrement de la disposition de leurs racines montrent qu'il existe une corrélation entre les forces appliquées sur les surfaces occlusales et l'architecture radiculaire sous-jacente. Les dents naturelles résistant de façon optimale aux forces fonctionnelles de déglutition et de mastication, nous pouvons admettre que ce rapport équilibré entre la surface occlusale et la surface portante osseuse puisse servir de modèle biomécanique en implantologie. Ceci suppose la mise en place d'une surface portante, avec un contact osseux, suffisant en étendue, position et orientation. Ce préalable est nécessaire à la réalisation ultérieure de surfaces occlusales aptes à assurer les fonctions de déglutition et de mastication, sans mettre en danger l'ostéointégration et les composants implantaires (60).

5.2.1. Surface portante et nombre d'implants :

Comment, devant un projet prothétique, en tenant compte des données osseuses, déterminer le nombre d'implants nécessaires et suffisant pour supporter la prothèse envisagée ? Ou en inversant les données, comment déterminer la surface prothétique fonctionnelle, que pourra supporter un implant ?

En prenant pour référence la surface radiculaire développée des dents naturelles et en tenant compte de la qualité de l'os receveur et du type d'implant, les auteurs proposent une approche cohérente pour déterminer la surface portante implantaire (longueur, diamètre et nombre d'implants) nécessaire au remplacement d'une ou plusieurs dents par une prothèse implanto-portée.

Les dents naturelles présentent une surface occlusale fonctionnelle et une surface radiculaire développée en contact avec l'os (Fig 43). Ces valeurs, différentes pour chaque dent, sont en rapport avec la diversité de leur morphologie radiculaire, leur situation sur l'arcade et leur rôle fonctionnel.

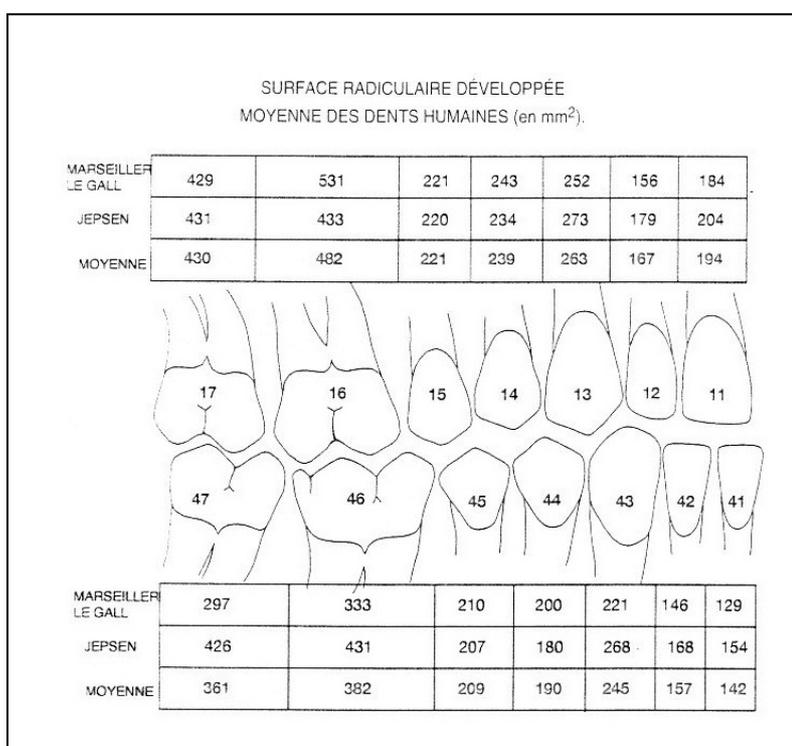


Fig 43 : Tableau des surfaces radiculaires développées des dents humaines.

D'après JEPSEN A (50) et MARSEILLER E (66)

L'exploitation de ces données fait ressortir dans certains cas des variations possibles autour de la surface développée radiculaire moyenne de +/- 30 %. Cette marge de fluctuation doit être prise en compte. Si, dans la majorité des situations cliniques, c'est l'ordre de grandeur des surfaces retenues sur ce tableau qui servira de référence, dans certains cas les chiffres devront, avant exploitation, être pondérés selon le patient en fonction de son type morphologique, du sexe, de la dimension des dents présentes, de l'âge et du type d'arcade.

Les dents naturelles résistant de façon optimale aux forces fonctionnelles de déglutition et de mastication, nous pouvons admettre que cette surface portante osseuse associée à une orientation radiculaire adaptée est satisfaisante d'un point de vue biomécanique.

Avoir la même surface développée que les racines de la dent qu'il remplace semble être l'objectif idéal à atteindre par l'implant.

Le calcul de la surface développée d'un implant de forme simple (cylindre ou vis) va nous permettre d'établir une comparaison directe avec celle des racines dentaires (Fig 44).

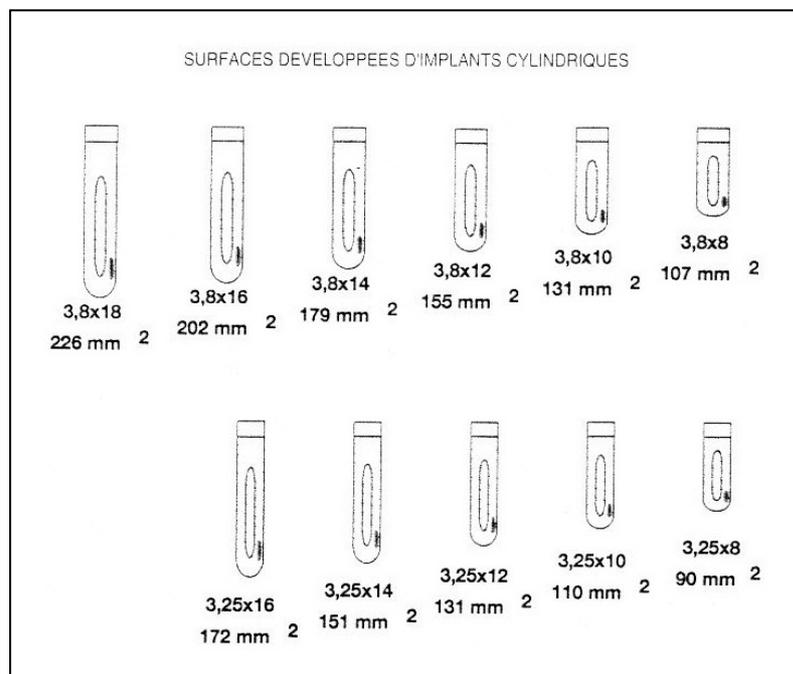


Fig 44 : Surface brute développée par des implants cylindriques en fonction de leur longueur et de leur diamètre.

D'après LE GALL et SADOUD (60)

Un coefficient de pondération peut-être établi en fonction des qualités mécaniques de l'os qui entoure l'implant : plus l'os se rapproche du type IV, plus la surface portante devra être proche ou dépasser la valeur physiologique de la dent naturelle. Plus l'os se rapproche du type I, ou si l'implant bénéficie d'appuis corticaux, plus cette surface portante pourra être diminuée sans risque et divisée par 2 ou plus.

Cette adaptation de la surface portante devra également tenir compte :

- de la nature du projet implantaire : prothèse fixe sur implant ou prothèse amovible de type classique ou overdenture. Dans ce dernier cas se sont les muqueuses qui assurent la sustentation prothétique sous la pression occlusale, les implants n'ayant plus qu'un rôle rétentif assuré par la présence d'une barre ou d'attachement.
- de l'arcade opposée aux implants . Un édentement partielle non compensée va réduire la surface occlusale fonctionnelle de l'arcade antagoniste. La surface portante implantaire pourra généralement être réduite en proportion. S'il existe sur l'arcade antagoniste une prothèse fixée sur implant, la prudence est requise, compte tenue de l'absence de récepteurs parodontaux, la surface implantaire devra donc être élevée (60).

5.2.1.1. Secteur mandibulaire antérieur au trou mentonnier :

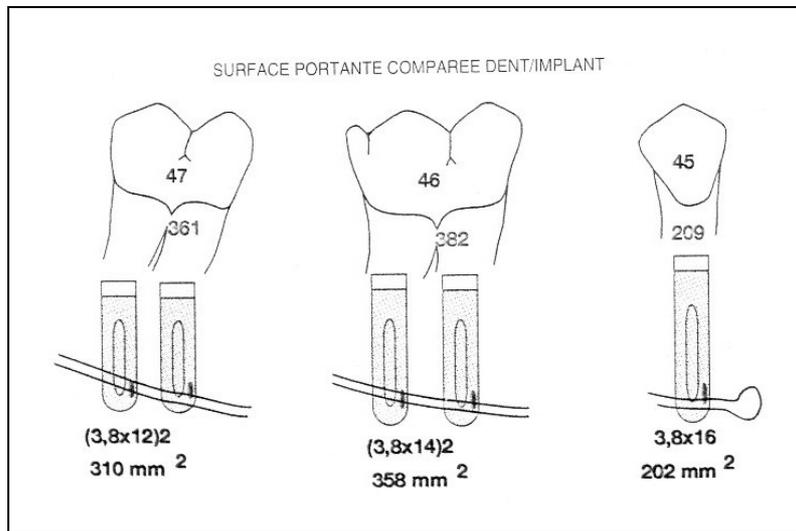
L'absence d'obstacle anatomique permet en général de poser, même chez les sujets édentés, des implants ayant la même surface développée que les racines des dents à remplacer ou plus. De plus, la qualité de l'os de soutien qui est en général très bonne : type I ou II avec des corticales épaisses, permet dans cette zone de diminuer sans risque la surface portante implantaire.

5.2.1.2. Secteur mandibulaire postérieur au trou mentonnier :

La présence du canal dentaire associée à la résorption osseuse, peut apporter des limitations importantes en hauteur et volume implantable dans cette zone.

Au niveau de la 45, il est très rare de pouvoir poser un implant de 16 mm qui permettrait le remplacement idéal de cette dent. Le problème est le même au niveau de la 46 et 47 . Si l'espace édenté le permet, le remplacement de chacune de ces dents nécessite la pose de deux implants (Fig 45) pour atteindre la surface portante de leurs racines naturelles, qui permettra

la réalisation de faces occlusales normalement cuspidées, capables de résister de façon optimale aux contraintes axiales et surtout latérales, développées pendant la mastication (60).



*Fig 45 : Nombre et dimension des implants cylindriques présentant la surface développée la plus proche de la dent à remplacer.
D'après LE GALL et SADOUD (60)*

5.2.1.3. Secteur maxillaire antérieur :

Au niveau des incisives centrales (Fig 46), la présence des fosses nasales et du trou palatin antérieur ne permet pas toujours aux implants d'atteindre la surface radiculaire dentaire. La situation est plus favorable au niveau de l'incisive latérale et surtout de la canine qui présente la meilleure zone implantable maxillaire (60).

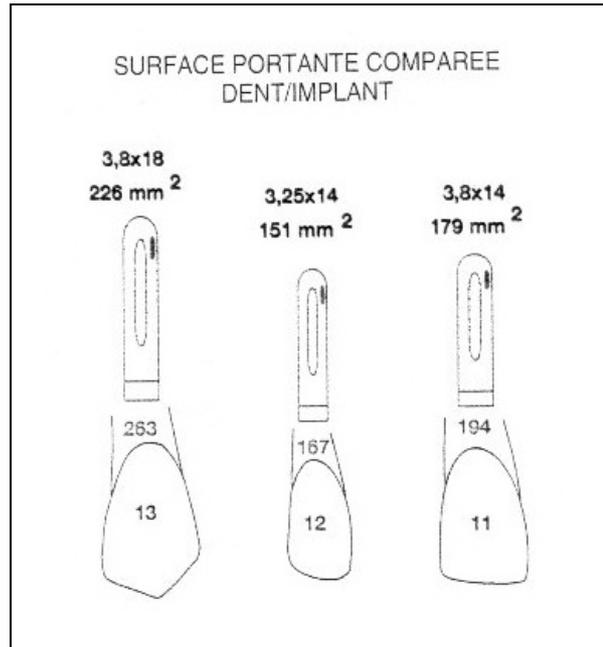


Fig 46 : Dimension des implants cylindriques présentant la surface développée la plus proche de la dent à remplacer.

D'après LE GALL et SADOUN (60)

5.2.1.4. Secteur maxillaire postérieur :

Il y a de nombreux obstacles à l'utilisation des implants dans cette zone. L'os est souvent de qualité médiocre, le sinus maxillaire est souvent proéminent, les forces occlusales y sont les plus importantes et l'accès est parfois difficile.

Au niveau de la première molaire, la zone implantable est encore favorable, mais l'équivalent implantaire de la surface portante dentaire est difficile à atteindre, alors qu'au niveau de la seconde, la proximité du sinus rend cette surface impossible à atteindre.

Au niveau des molaires, le seul moyen d'approcher cette surface est de copier la nature et de multiplier les implants, en posant 2 voir 3 implants pour remplacer une molaire (Fig 47).

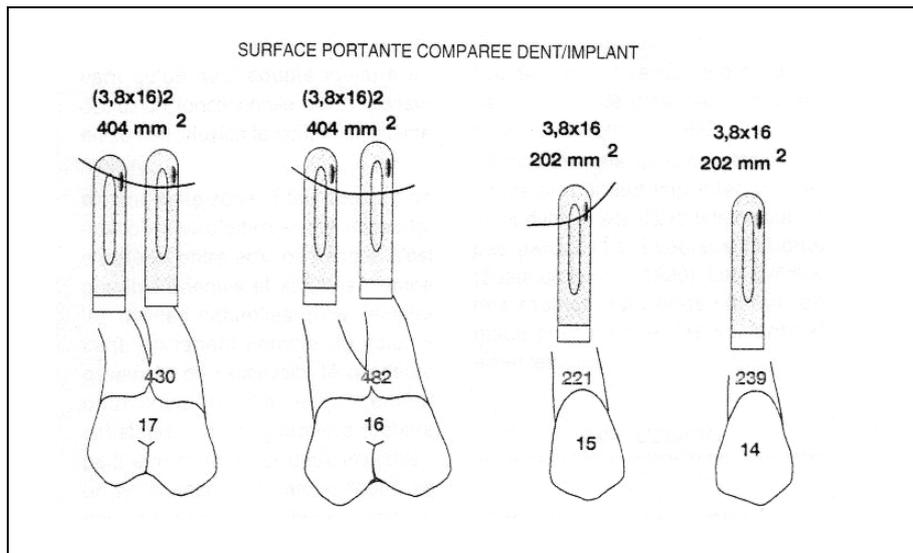


Fig 47 : Nombre et dimension des implants cylindriques présentant la surface développée la plus proche de la dent à remplacer.

D'après LE GALL et SADOUN (60)

En associant les informations concernant la surface radiculaire de la dent à remplacer à la qualité de l'os du site à implanter et à la surface occlusale prothétique, il est possible de déterminer la surface portante implantaire nécessaire à la réalisation prothétique envisagée.

Cette surface connue permettra d'ajuster le nombre d'implants en fonction de leur diamètre, de leur longueur et de leur situation sous la surface occlusale prothétique.

5.2.2. Diamètre des implants :

De nos jours, la majorité des systèmes implantaires proposent plusieurs diamètres implantaires.

Ils peuvent être regroupés en implants de petits diamètres (inférieur ou égal à 3.4 mm) en implants standards (3.75 à 4 mm), et implants de gros diamètre (supérieur ou égal à 4.5 mm).

Le principe des différents diamètres implantaire est d'adapter l'implant aux contraintes esthétiques, fonctionnelles et anatomiques. Cependant, tous les paramètres cliniques doivent être analysés avant de faire un choix.

Sur le plan chirurgical, une utilisation maximale de la crête osseuse et une stabilisation primaire de l'implant doivent être obtenues pour une ostéointégration optimale. Au niveau prothétique le succès à long terme implique un profil d'émergence le plus adapté à la dent à remplacer et une répartition adéquate des forces .

L'implant standard (3.75 à 4 mm) est l'implant de référence. Sa fiabilité à long terme a été largement démontrée. Cet implant peut-être utilisé dans la majorité des cas où la thérapie implantaire est indiquée.(25)

L'implant de petit diamètre (3.25 mm) est indiqué dans des situations cliniques précises :

- espace osseux inter-radiculaire réduit
- crête alvéolaire mince
- diamètre prothétique cervical limité (25).

L'implant de gros diamètre (5 ou 6 mm) a été développé pour répondre à des situations osseuses et prothétiques particulières :

- qualité osseuse insuffisante
- hauteur crestale insuffisante
- remplacement immédiat d'un implant non ostéointégré
- remplacement immédiat d'un implant fracturé
- édentement des molaires
- édentement unitaire (25).

La position de la dent sur l'arcade, le type d'occlusion et la présence de parafunctions sont les principaux facteurs biomécaniques à analyser pour le choix du diamètre implantaire.

Les implants de petits diamètres ont une surface d'ancrage et une résistance à la fracture inférieures à celles des implants standards (30).

Avant d'envisager l'utilisation de ce type d'implant, les forces occlusales doivent être correctement analysées. Il est contre indiqué pour le remplacement des canines et des molaires.

La diminution de 20 % du diamètre implantaire, de 3.75 à 3 mm, entraîne une réduction de résistance à la fracture d'environ 50 % (28).

Pour FORSMALM (35), la résistance à la fracture avec les fixtures de 3.3 mm de diamètre est de 25 % inférieure par rapport à la fixture standard (Fig 48).

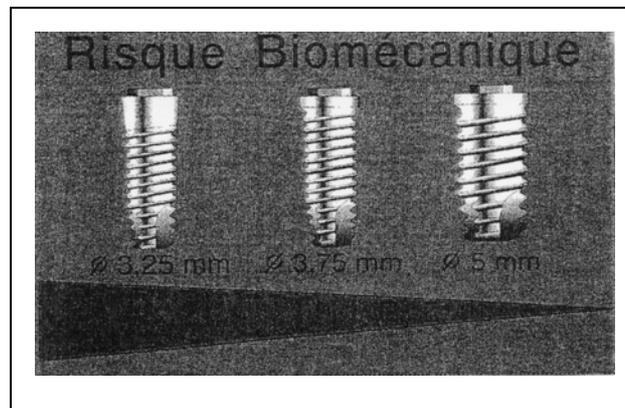


Fig 48 : Le risque de fracture de l'implant augmente avec la diminution du diamètre implantaire.

D'après FORSMALM (35)

Les implants de gros diamètre permettent incontestablement de limiter les complications biomécaniques dans le traitement des secteurs postérieurs et de l'édentement unitaire molaire.

La plupart des implants de gros diamètre présente un col large. Cette augmentation de l'assise prothétique permet une meilleure stabilité des composants prothétiques et une réduction des forces exercées sur les vis prothétiques (39).

Les implants de 5 et 6 mm sont respectivement 3 et 6 fois plus résistants à la fracture que l'implant standard. La surface de l'assise prothétique des implants de 5 et 6 mm est augmentée respectivement de 122 % et de 281 % par rapport à l'implant standard.

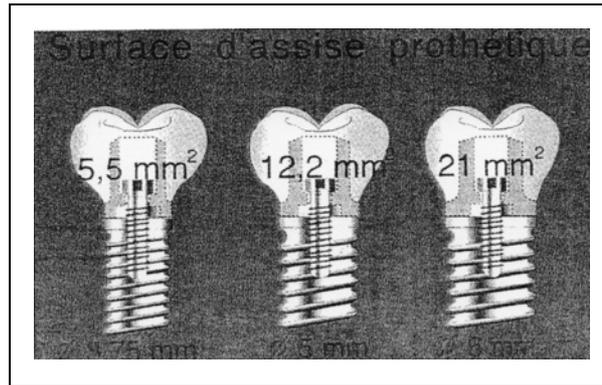


Fig 49 : La surface d'assise prothétique augmente considérablement avec l'augmentation du diamètre implantaire.

D'après GRAVES et coll (39)

Cette caractéristique permet une meilleure distribution des contraintes occlusales car la force exercée sur la vis prothétique diminue de 20 % avec un implant de 5 mm de diamètre et de 33 % avec un implant de 6 mm (Fig 49) (39).

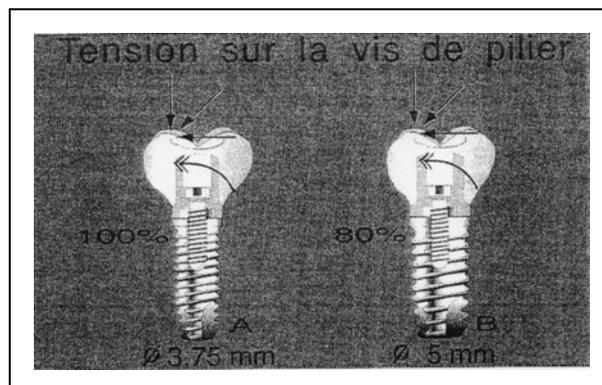


Fig 50 : L'augmentation de la surface d'assise du col implantaire permet de diminuer la tension sur les vis de piliers.

D'après GRAVES et coll (39)

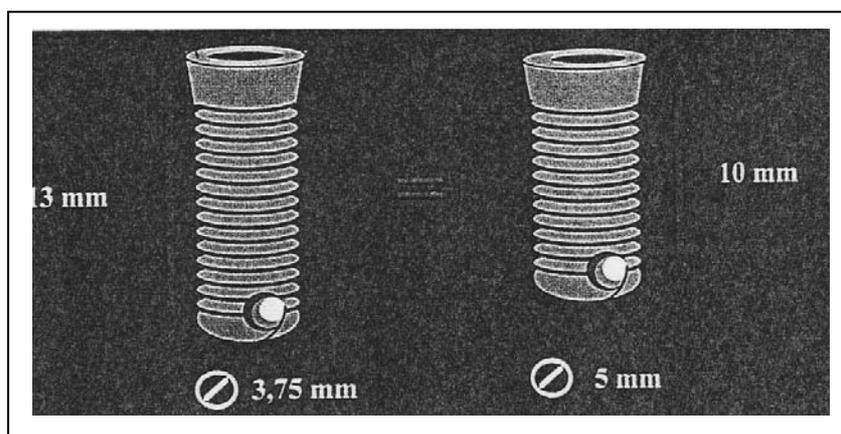
Les objectifs chirurgicaux sont l'exploitation maximale du volume osseux disponible et la recherche d'un ancrage cortical pour obtenir une bonne stabilité primaire des implants, ce qui a conduit au développement des implants de gros diamètre

5.2.3. Longueur des implants :

LUM et OSIER (63) ont démontré qu'une longueur implantaire de 12 mm permet de résister à des contraintes de mastication de grande intensité. Pour ces auteurs, il est préférable, dans certaines situations cliniques, d'accroître le diamètre d'un implant que d'en augmenter la longueur.

Ceci est confirmé par PIERRISNARD (83), qui, à l'aide de la méthode des éléments finis, compare les contraintes osseuses générées par des implants de longueurs différentes et constate que le paramètre « longueur de l'implant » n'a pas d'incidence significative sur la distribution des contraintes.

Des implants de 3.75-13 et de 5-10 ont une surface de contact avec l'os équivalente (Fig 51).



*Fig 51 : Volume des implants et surface de contact os/implant
D'après BETITO (6)*

C'est ainsi que la plupart des fabricants implantaires a proposé des implants de gros diamètre. La notion de surface de contact os-implant se substitue donc à la notion de rapport couronne/racine clinique de la prothèse conjointe conventionnelle (83).

De nos jours, certains dogmes du passé semblent être révisés. En effet l'utilisation d'implant nécessairement supérieur à 10 mm au niveau des secteurs maxillaires postérieurs ne semble plus présenter de justification tant d'un point de vue biologique que biomécanique (nisand, renouard 2006). Les travaux par éléments finis de nombreuses équipes (43) (44) indiquent que c'est l'augmentation du diamètre bien plus que de la longueur qui permet d'envisager une réduction significative de l'intensité des contraintes autour des implants.

Ces notions sont par ailleurs confirmés cliniquement par ROKNI et al (95) qui montrent que la perte osseuse est accentuée autour des implants longs par rapports aux implants courts. Ils indiquent également que la notion de rapport couronne/racine n'influence en rien la perte osseuse autour des implants dentaires comme non l'avons vue précédemment.

5.2.4. Disposition des implants :

RANGERT (88) a étudié les capacités d'un bridge de trois éléments à supporter des contraintes occlusales en fonction du nombre et de la position des implants.

Il part d'une situation de référence : trois dents sont absentes, par exemple 14-15-16 ; deux implants sont posés en 14 et 16 et un bridge de trois éléments est réalisé ; les deux implants subissent des contraintes équivalentes à 100%.

Lorsque deux implants sont posés en 15 et 16 et qu'un bridge est réalisé avec la 14 en extension, les implants sont soumis à deux fois plus de contraintes : 200%.

Quand un troisième implant est placé mais que les implants sont alignés, les contraintes supportées par les implants tombent à 67%.

Si trois implants sont posés en place de 14-15-16 et qu'ils ne sont pas alignés, la charge passe à 33%.

Il paraît donc intéressant de ne pas aligner les implants, c'est le triangle de sustentation (Fig 52).

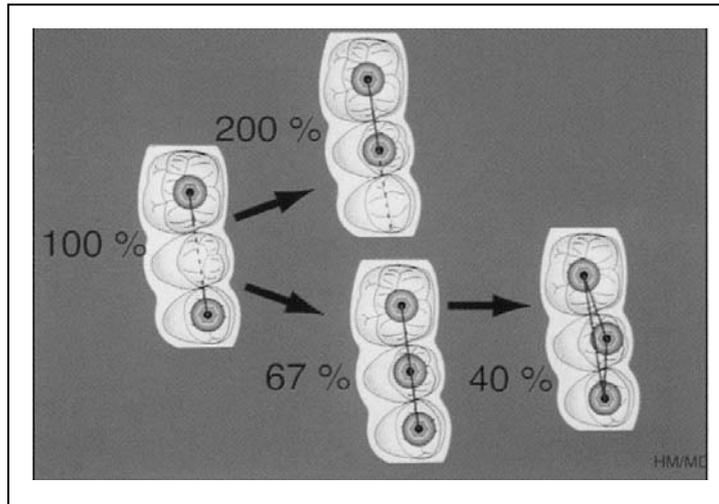


Fig 52 : Distribution des forces occlusales par implant selon le nombre d'implants, leur positionnement et le dessin prothétique

D'après RANGERT (88)

Quand les implants sont alignés, il se crée un axe de rotation de la prothèse . Quand les implants sont décalés, le moment de flexion s'exerçant sur l'implant le plus mésial est compensé par les forces axiales exercées sur les implants distaux.

D'autre part, deux conditions doivent être remplies pour que les implants soient situés dans une position prothétique optimale :

- Les forces occlusales de déglutition , résultantes des forces de mastication, doivent être orientées selon le grand axe des l'implants.
- Les bras de leviers horizontaux (largeur de la table occlusale) et verticaux (ratio couronne/implant) doivent être limités.

Si l'on veut réaliser des surfaces occlusales réellement fonctionnelles, il apparaît donc indispensable :

- Soit de multiplier les implants postérieurs de diamètre standard et de les décaler dans le plan frontal en les situant à l'aplomb des cuspidés principales d'entrée et de sortie dentaire de cycle masticatoire et en les orientant si possible comme les racines naturelles.
- Soit de poser des implants de gros diamètre orientés selon la résultante des forces fonctionnelles.

Nous pouvons remarquer que ces descriptions idéales de position et d'orientation des implants, qui semblaient irréalistes dans des cas de résorption osseuse, deviennent, avec le progrès des techniques de greffes et de régénération osseuse, des objectifs de plus en plus accessibles

5.2.5. Forme des implants :

5.2.5.1. Implants vis cylindriques :

Les implants vis présentent un corps fileté et sont proposés par les fabricants en différentes longueurs et en différents diamètres (correspondant au diamètre externe des spires). Leur col présente en général une surface lisse haute de 1 à 3 mm.

Cependant, il semblerait qu'un nouveau type d'implant avec un col à rainure soit proposé de nos jours. Ces rainures macroscopiques au niveau du col implantaire permettent d'améliorer la rétention de la crête osseuse en optimisant le transfert des contraintes fonctionnelle vers l'os marginale (Fig 53).

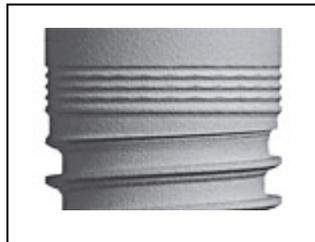


Fig 53 : présence de rainures également sur le col des implants TiUnite®. (77)

Ces implants peuvent avoir soit un diamètre cervical identique au corps de l'implant, soit un évasement cervical.

Le choix de l'implant vis standard avec un plateau cervical évasé est privilégié car elle améliore la stabilité primaire de l'implant dans le cas d'os peu dense ou d'extraction/implantation immédiate.

Certains implants présentent un évasement cervical plus important et sont particulièrement indiqués pour les réhabilitations molaires, dans les cas où le volume osseux crestal ne permet pas la mise en place d'un implant de large diamètre. En effet ils améliorent la fonction et l'esthétique.

5.2.5.2. Implants vis cylindro-coniques :

Ces implants ont un diamètre qui diminue du col vers l'apex. Leur forme, qui s'apparente à celle d'une racine naturelle, est particulièrement intéressante dans le cas d'extraction suivie d'implantation immédiate ou en présence de concavité vestibulaire, de convergence radiculaire ou d'obstacles anatomiques. Dans ces cas, où le volume osseux apical est restreint, l'utilisation de tels implants permet souvent d'éviter de poser des implants courts ou d'avoir recours à des techniques d'augmentation du volume osseux, et ceci sans compromis par rapport aux impératifs esthétiques et prothétiques.

La surface portante implantaire : nombre d'implants, diamètre, longueur, forme, état de surface ; sera établie en fonction du type d'os rencontré et du nombre d'unités radiculaires à remplacer. Par conséquent cette surface portante pourra être diminuée dans un os de bonne qualité, avec de bons appuis corticaux. Inversement, dans un os de type IV, la surface portante doit être augmentée, voire dépasser la valeur physiologique de la dent à remplacer. (73)

5.2. *Matériaux implantaires :*

5.3.1. **Biocompatibilité des matériaux implantaires :**

Biocompatibilité et biofonctionnalité sont deux notions tout à fait différentes mais complémentaires.

La biocompatibilité fait appel au choix du matériau constitutif de l'implant qui doit avoir des qualités à la fois biologiques et mécaniques.

La biofonctionnalité fait référence à la mise en charge de l'implant en tant que support prothétique et c'est elle qui conditionne la pérennité de l'implant en faisant intervenir la structure prothétique.

Pour servir de support de prothèse, le matériau implantaire utilisé doit :

- ne pas être résorbable, tout au moins pour l'essentiel de sa structure,
- avoir des qualités mécaniques suffisantes pour résister aux contraintes imposées par la fonction.

Deux types de matériaux répondent à ces définitions :

- les matériaux métalliques : le titane et ses alliages.

La majeure partie des implants est actuellement réalisée en titane commercialement pur à 99.9%.

Le titane doit sa biocompatibilité à l'existence d'une couche d'oxyde de titane (TiO_2) qui se forme instantanément au contact de l'oxygène et se reforme en quelques nanosecondes lorsqu'elle est détruite, ce qui peut se produire lors d'une agression instrumentale ou lorsque le produit fini supporte des efforts de torsion et de flexion

- les céramiques bio-inertes : se sont des oxydes métalliques.
- l'alumine (Al_2O_3) est utilisé depuis longtemps. On lui a toujours reproché sa relative fragilité.
- la zircone (ZrO_2) a fait son apparition depuis quelques années et remplace progressivement l'alumine en raison d'une résistance mécanique considérablement augmentée, et ceci grâce à des procédés de fabrication de plus en plus élaborés.(31)

5.3.2. Traitement de surface :

Depuis une vingtaine d'années, de nombreuses études ont été menées pour obtenir une surface implantaire qui induise une ostéointégration de meilleure qualité que la surface lisse initiale.

L'objectif de ces traitements est d'augmenter les propriétés biologiques de la surface implantaire et les propriétés physiques de l'interface os/implant pour permettre une ostéointégration maximale.

L'augmentation de la surface de contact entraîne une meilleure répartition des contraintes au niveau de l'implant et de l'os.

LAZZARA et coll (54), montrent par une étude réalisée chez l'humain dans un os de faible densité (type III et IV) qu'une surface lisse présente un pourcentage de contact os/implant très largement inférieur à celui des surfaces rugueuses.

L' étude de TRISI et coll en 1999 confirme ces résultats et montre que la rugosité de surface augmente énormément le taux de contact os/implant dans un os de faible densité.

Au niveau mécanique : WILKE et coll (107) par une étude sur dix moutons adultes, montrent qu'une surface lisse nécessite une force de dépose moins importante qu'une surface rugueuse.

La combinaison de la rugosité et du traitement chimique influence la force de dépose des implants.

En 1999, COCHRAN (22) compare les résultats cliniques des différents états de surface implantaire à travers des articles publiés sur le sujet.

De nombreuses études (expérimentation in vitro, études animales, essais cliniques humains) montrent que les surfaces rugueuses augmentent le contact os/implant et requièrent des forces plus importantes pour déchirer l'interface os/implant comparées à des surfaces plus lisses.

Les différents états de surface :

- le titane (Ti) :

C'est le matériau le plus utilisé. C'est une surface de titane non traitée appelée également surface lisse. La couche d'oxyde de surface superficielle (TiO₂) détermine les propriétés biologiques du Ti (biocompatibilité).

L'hydrophobie de la surface implantaire est un facteur agissant sur l'ostéointégration et est fonction de la couche d'oxyde de surface, qui conduit à une adsorption du fibrinogène et du facteur C3 du complément qui intervient dans la cicatrisation.

La cinétique de la cicatrisation osseuse dépend donc de la fixation mécanique de cellules et de molécules sur la surface implantaire.

Le titane rugueux : l'objectif est d'obtenir une anatomie macroscopique favorisant un contact étroit de l'implant avec les cellules ou les macromolécules environnantes. Deux catégories de méthodes, additive et soustractive, sont employées pour obtenir un état de surface rugueux du titane :

- méthode additive : Titanium Plasma Spray : projection de plasma de titane.
- méthode soustractive :
 - sablage : méthode soustractive par projection de particules d'oxyde d'alumine (125 à 250 µm).
 - mordantage chimique : mordantage acide (HCL/H₂SO₄).
 - oxydation anodique : méthode électrochimique : une oxydation est obtenue avec un gradient de surface le long de l'axe implantaire concernant la topographie,

la porosité de surface, l'épaisseur et la composition de l'oxyde.

- L'hydroxyapatite :

Technique par addition d'un revêtement d'hydroxyapatite. Les risques des techniques par additions sont liés à une dissociation entre le revêtement et la partie sous jacente de l'implant.

- Le zirconium :

Ce matériau est chimiquement proche du titane. Une couche oxydée se forme en surface.

En denture naturelle, le desmodonte est capable d'absorber les efforts et permet un certain degré de mobilité de la dent, ce qui n'est pas le cas de l'interface os/implant. Tous les efforts d'origine occlusale sont entièrement supportés par l'interface. Si la charge occlusale dépasse les capacités de résistance de l'interface, ce sera l'échec de l'implant. (14)

Il est démontré que les forces occlusales s'appliquent de la même façon sur une prothèse implantaire et sur des dents naturelles, (40, 41), et que la discrimination des forces occlusales est semblable entre sujets dentés et édentés. Cependant la capacité de l'interface os-implant à résister à des stress occlusaux de valeurs données, en particulier au début de la mise en charge de la prothèse, n'est pas totalement comprise. Si la mince couche de polyglycane qui existe entre l'implant et l'os vient à se rompre, soit par impact initial excessif, soit par surcharge continue, il est peu probable que l'os se régénère, ce qui peut entraîner la perte de l'implant.

6. Conception de la restauration prothétique :

6.1. Les différents types de prothèse :

Pour choisir le plan de traitement le mieux adapté, le praticien doit connaître les différentes options prothétiques en implantologie (Fig 54), leurs avantages et leurs inconvénients.(51)

Deux choix principaux s'offre à nous :

La prothèse amovible, qui recouvre toutes les situations où le patient peut lui-même retirer sa prothèse.

La prothèse fixe recouvre toutes les situations où la prothèse est démontable mais ne peut être déposée que par le praticien.

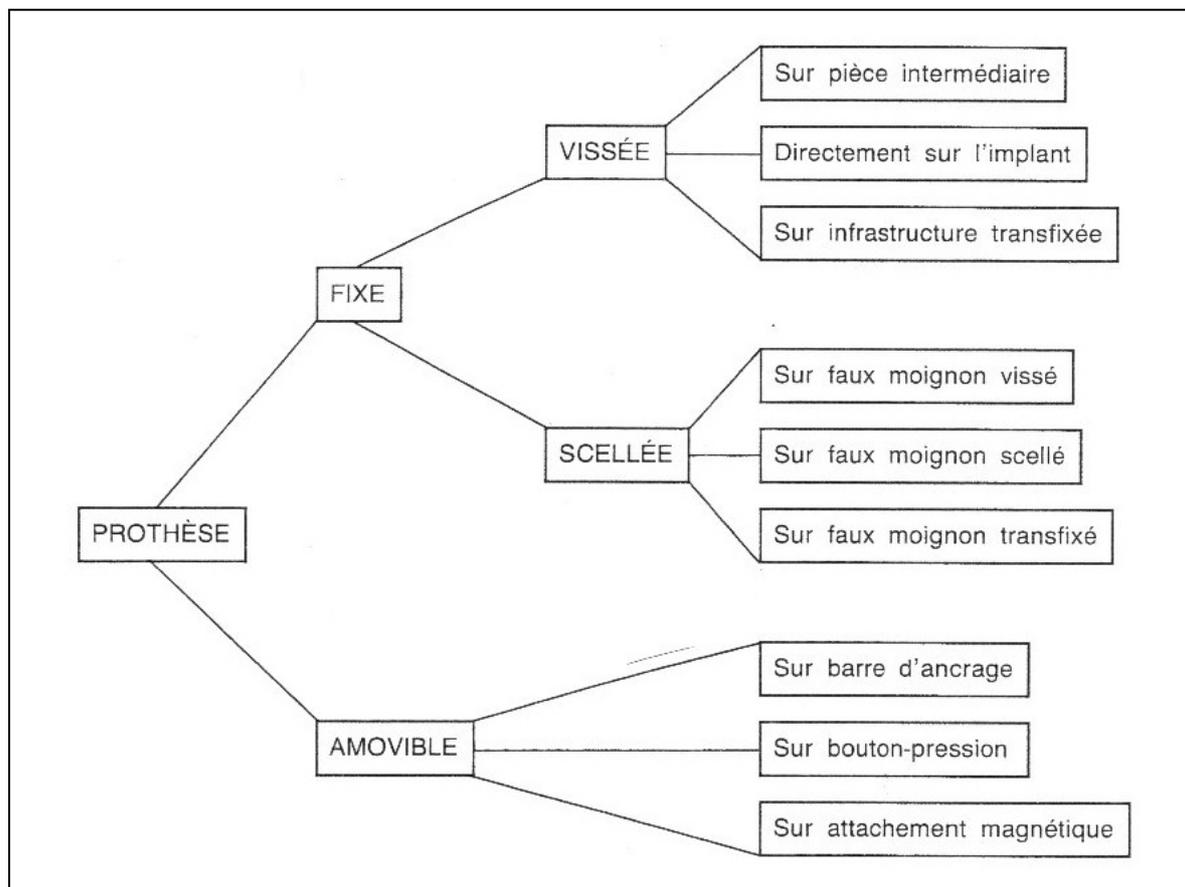


Fig 54 : Les différentes options prothétiques en implantologie ostéointégrée

D'après KHAYAT (51)

6.1.1. La prothèse fixée :

6.1.1.1. La prothèse fixée vissée :

La prothèse peut être vissée :

- sur une pièce intermédiaire
- directement sur l'implant
- sur une infrastructure transfixée.

6.1.1.1.1. Sur une pièce intermédiaire :

Il s'agit d'un élément de jonction entre la prothèse et l'implant endo-osseux.

Ces pièces intermédiaires peuvent être droites ou angulées permettant le vissage de la prothèse dans un axe différent de celui de l'implant.

Les pièces intermédiaires droites peuvent être cylindriques ou coniques.

Les pièces angulées permettent d'obtenir une émergence de la vis de fixation situées dans une zone plus favorable (à distance des faces vestibulaires, des bords incisifs ou des sommets cuspidiens).

6.1.1.1.2. Sans pièce intermédiaire :

La prothèse est directement vissée sur l'implant endo-osseux, ce qui permet d'améliorer le résultat esthétique dans la région cervicale en éliminant le pilier intermédiaire métallique.

La vis de fixation de la prothèse pénètre dans l'implant et, de ce fait ne peut présenter une angulation par rapport à celui-ci. C'est l'axe de l'implant qui détermine le site d'émergence de la vis.

6.1.1.1.3. Sur infrastructure transvissée :

Cette infrastructure est vissée sur des pièces intermédiaires ou directement sur implants et la partie cosmétique de la prothèse est secondairement solidarisée à l'infrastructure par vissage.

6.1.1.2. La prothèse fixe scellée :

La prothèse est scellée sur des faux moignons. On distingue :

- les faux moignons vissés
- les faux moignons scellés
- les faux moignons transfixés.

6.1.1.2.1. Les faux moignons vissés :

Ce sont des éléments en titane vissés à l'implant et dont le grand axe est le même que celui de l'implant.

Certains auteurs recommandent l'adjonction d'un ciment de scellement lors du vissage des faux moignons. Ces éléments seront alors à la fois vissés et scellés (91).

6.1.1.2.2. Les faux moignons scellés :

Les faux moignons en titane sont droits ou angulés et peuvent être scellés le jour de la mise en fonction.

Les faux moignons coulés sont réalisés au laboratoire à partir d'une préforme calcinable. Il s'agit d'une technique indirecte. L'axe du faux moignon peut-être orienté dans toutes les directions. Ils peuvent être coulés en titane ou dans tout autre alliage présentant une résistance importante à la corrosion.

6.1.1.2.3. Les faux moignons transfixés :

Ils sont constitués d'un corps et d'une vis centrale. Cette option n'est envisageable que si le corps comporte un dispositif de blocage de la rotation du faux moignon.

Dans certains cas, ces faux moignons sont réunis au sein d'une même coulée et forment une infrastructure transfixée. Le blocage de rotation n'est alors plus nécessaire.

6.1.2. La prothèse amovible :

Les prothèses amovibles peuvent être stabilisées par l'intermédiaire de :

- barres d'ancrage
- attachements type bouton-pression
- attachements magnétiques

6.1.2.1. Les barres d'ancrage :

Il est préférable que celles-ci soient vissées. Elles sont de ce fait aisément démontables. Compte tenu de l'axe des implants et du type de trabéculations osseuses rencontrées, nous auront intérêt à réunir par une barre d'ancrage les implants ostéo-intégrés stabilisant une prothèse amovible.

6.1.2.2. Les attachements type bouton-pression :

Il existe des attachements préfabriqués, le plus souvent vissés et démontables, et des attachements scellés le plus souvent réalisés à partir de maquette calcinables.

6.1.2.3. Les attachements magnétiques :

Bien que séduisant sur le plan théorique, ils s'avèrent très délicats à utiliser. L'inconvénient le plus important concerne la rétention. Celle-ci est inversement proportionnelle à la distance comprise entre l'aimant et son support. Ainsi tout espacement destiné à permettre de légers mouvements de la prothèse dans le sens verticale entraîne une diminution considérable de la rétention.

6.2. Concepts « compensateur » destiné à préserver les complexes os/implant des surcharges occlusales :

6.2.1. Concept du pilier résilient :

Ce concept a été développé par KIRSCH et coll (53) avec l'implant IMZ. Son principe réside dans l'utilisation d'un pilier résilient en polyoxyméthylène qui assure la connexion entre l'implant et la prothèse.

Ces auteurs ont cherché à réduire la transmission des chocs, l'effet des couples de renversement, puis finalement, à proposer un dispositif dont les propriétés seraient superposables, sur le plan mécanique, au ligament alvéolo-dentaire.

Seulement aucune étude clinique ou par éléments finis (42) n'a réussi à prouver l'effet amortisseur de cette pièce intermédiaire dont le remplacement régulier impose une maintenance parfois très contraignante suivant l'importance de la restauration.

6.2.2. Concept de la surface occlusale réduite :

Ce concept doit nous permettre :

- De diriger les forces occlusales au plus près de l'axe de l'implant.
- De réduire au maximum l'intensité des contraintes exercées tout en gardant une fonction optimale :
 - o En respectant le tripodisme entre cuspide d'appui et fosse réceptrice.
 - o En réduisant la morphologie occlusale dans le sens vestibulo-lingual. En effet le diamètre plus faible des moignons implantés ne pouvant être aussi large que celui de la dent qu'ils sont sensés remplacer va interdire le report d'une anatomie classique qui serait génératrice de surcontour (Fig 55) (3).

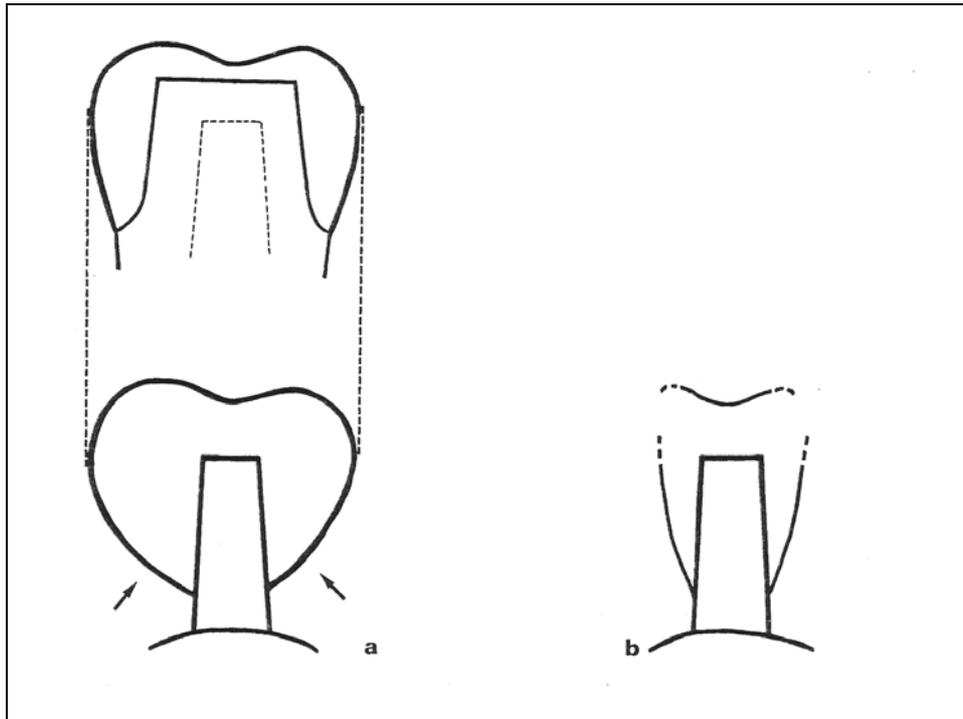
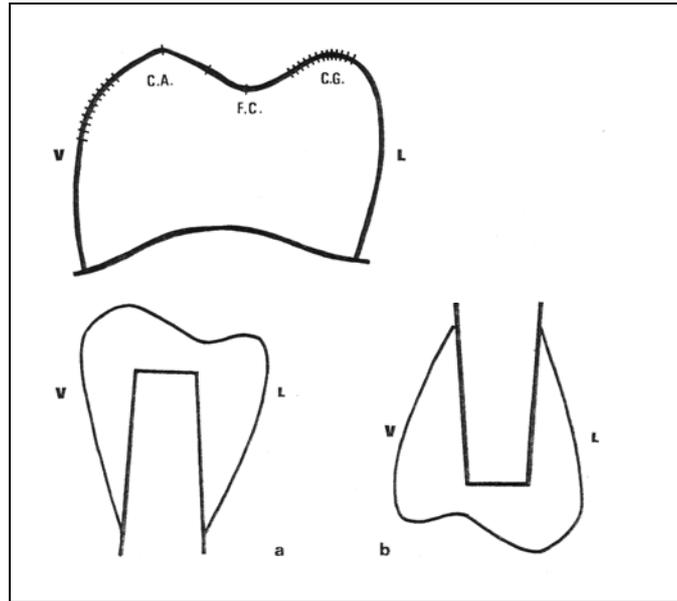


Fig 55 : Réduction de la morphologie occlusale dans le sens vestibulo-lingual :
a: report de l'anatomie et le surcontour
b: forme de contour axial correct
 selon BERT (3)

Ceci implique que la réduction occlusale ne peut se faire de façon indifférente.

Selon BERT (3), la face occlusale sera réduite aux seuls dépends (Fig 56):

- de la moitié du versant externe de la cuspide d'appui,
- de la moitié du versant interne de la cuspide guide,
- de tout le versant externe de la cuspide guide, donnant ainsi, non pas une réduction homothétique de la morphologie occlusale, comme nous aurions pu le penser, mais des formes adaptées à la fonction que nous souhaitons leur voir remplir.



*Fig 56 : Réduction de la face occlusale :
Les zones hachurées seront celles à supprimer*

Les formes idéales :

a : mandibulaire

b : maxillaire

selon BERT (3)

Ce concept se justifie uniquement lorsque le profil d'émergence risque d'être trop évasé en présence d'un implant dont le diamètre est trop sous-dimensionné par rapport à la morphologie idéale d'une molaire.

En effet , les réductions de la surface occlusale et du relief cuspidien entraînent une augmentation de l'activité musculaire et de la vitesse de mastication du patient pour compenser une moindre efficacité masticatoire anatomique. Il en résulte une surcharge occlusale, des troubles musculaires et/ou temporo-mandibulaires (7).

6.3 Critères de choix d'un concept occlusal :

La conception architecturale de l'implant doit avoir pour vocation d'assurer la dispersion cohérente des forces exercées sur les surfaces occlusales des dents artificielles.

L'incertitude dans la gestion occlusale des réalisations prothétiques a conduit certains implantologistes à radicaliser encore un peu plus les concepts occlusaux habituels. Pour protéger les implants postérieurs des forces occlusales mal contrôlées, les règles occlusales classiques sont appliquées avec plus de rigueur : la fonction canine est accentuée, le relief cuspidien est diminué, voire supprimé, les tables occlusales sont réduites en largeur et les contacts occlusaux réduits à leur plus simple expression.

L'objectif prioritaire du praticien doit être la restauration d'une anatomie fonctionnelle en harmonie de guidage cuspidien avec les dents naturelles voisines et les structures articulaires du patient.

Face à la diversité des indications implantaire et des options prothétiques qui leur sont associées, il semble utile de définir les concepts occluso-prothétiques qui correspondent le mieux à chaque type d'édentement.

6.3.1. Edentation complète :

6.3.1.1 Prothèse fixée :

CARR (13) a montré que les porteurs de prothèses amovibles complètes bimaxillaires peuvent développer une force occlusale comprise entre 5.8 et 12.27 kg. Une prothèse amovible complète maxillaire opposée à une prothèse implantaire fixée développe des forces allant de 11.5 à 19.4 kg.

Un patient, porteur de prothèses amovibles complètes, appareillé par un bridge implanto-porté de 10 à 12 dents mandibulaires face à la prothèse amovible complète voit sa force maximale de morsure doubler en deux mois (60 à 120 N) et tripler au bout de 3 ans (60 à 180 N) (62).

On observe donc une nette augmentation de la force masticatrice lorsqu'on réhabilite une arcade avec une restauration implanto-fixée.

6.3.1.1.1. Bridge sans cantilever :

Ce système est comparable à la prothèse conventionnelle réalisée sur des dents naturelles. Ce type de prothèse est caractérisée par la mise en place d'implants dont l'émergence est située en regard de chacun des éléments prothétiques.

Le choix du concept occlusal dépend de la nature de l'arcade antagoniste :

- arcade antagoniste édentée : le concept d'occlusion balancée, cher à la prothèse amovible complète, est envisagé.
- arcade antagoniste dentée :
 - o naturellement : la reconstruction prothétique peut être réalisée dans un schéma occlusal de prothèse fixée, c'est à dire avec une protection canine ou antérieure, en latéralité et une absence de contact du coté non travaillant. Respect du désengrènement des groupes cuspidés lors de la propulsion.
 - o restaurée à l'aide d'implant : la faible proprioception du couple antagoniste implant/implant représente la situation clinique la plus difficile à gérer en terme de réalisation prothétique et d'ajustement occlusal. La reconstruction prothétique peut être réalisée dans un schéma occlusal de prothèse fixée comme décrit précédemment. A l'opposé, certains auteurs ont proposé d'adopter un schéma occlusal de prothèse complète conventionnelle, lorsque les conditions osseuses (volume, densité) ou le risque biomécanique imposent un parfait équilibre de l'armature prothétique lors des contraintes latérales. Il est alors impératif de déterminer les sites les plus résistants (implants et qualité osseuse) afin d'établir les guidages travaillants et les éventuelles zones de stabilisation du coté non travaillant. Ce concept, apparaît toute fois très difficile à réaliser cliniquement, l'amélioration du pronostic de ces situations précaires se faisant de préférence par l'augmentation du capital osseux et du nombre des implants (40).

6.3.1.1.1. Cantilever distaux :

La totale fixité et l'absence de tout contact muqueux, à l'origine du terme de « bridge sur pilotis », participe au confort et à la popularité de ce concept prothétique, en particulier à la mandibule.

Le centre de la charge occlusale globale est situé plus antérieurement dans le cas de bridge sur pilotis.

Il a donc été suggéré de soulager l'occlusion sur les extensions postérieures en réalisant une sous occlusion de 100 µm.(19)

Le schéma occlusal préconisé doit prendre en compte la nature, dentée ou non, de l'arcade antagoniste :

- arcade antagoniste édentée : nous privilégions les règles de la prothèse complète conventionnelle avec des contacts stabilisants dans les mouvements d'excursion mandibulaire.
- Arcade antagoniste dentée : nous opterons pour l'établissement d'un guidage antérieur harmonieusement réparti, tout en respectant la sous occlusion au niveau des extensions postérieures.

La longueur du porte à faux possible du bridge implanto-porté dépend :

- de la longueur des implants distaux
- de la distance entre les deux derniers implants
- de la distance antéro-postérieure entre implant postérieur et implant antérieur.

Il est prudent, dans le cas d'extension, de limiter la longueur de celle-ci entre 10 et 12 mm. Les contraintes sont multipliées par 3.1 quand l'extension passe de 7 à 10 mm et par 4.3 quand elle passe de 10 à 20 mm au maxillaire (94).

De plus, ces extensions seront fonction du type d'arcade : une arcade ovoïde permet un positionnement des implants en demi cercle. Cette situation est favorable car elle permet des cantilevers distaux plus longs. A l'inverse, une arcade rectangulaire associée aux émergences mésiales des nerfs mentonniers oblige un positionnement implantaire en ligne droite et contre-indique des cantilevers importants (26).

6.3.1.2. Prothèse amovible :

L'analyse de la littérature concernant la pérennité implantaire en PACSI montre un consensus des différents auteurs sur les points suivant :

- les taux d'échecs implantaires sont plus élevés au maxillaire qu'à la mandibule.
- Une fois l'ostéointégration acquise et la réalisation prothétique terminée, le pronostic implantaire s'avère meilleur à la mandibule qu'au maxillaire (99).

Ces observations conduisent à indiquer la mise en place de 4 à 6 implants au maxillaire et leur solidarisation par une barre de conjonction rigide afin de résister aux contraintes pendant la fonction (38).

A la mandibule, deux à quatre implants peuvent être placés dans la symphyse. Deux implants suffisent généralement à améliorer significativement et de manière durable l'équilibre d'une prothèse amovible (92).

Il n'est pas impératif de solidariser ces implants (32).

Ce type de réalisation s'accompagne d'un accroissement de la puissance masticatoire qui augmente régulièrement durant la première année (40).

Ces prothèses présentent une dualité au niveau des appuis, à la fois muqueux et implantaires, avec des variantes allant de la prothèse majoritairement muco-portée à la prothèse presque exclusivement implanto-portée en fonction du réglage et du tassement des tissus sous la prothèse.

Compte tenu de la nécessité de stabilisation globale, les règles occlusales de la prothèse complète conventionnelle doivent s'imposer :

- Occlusion bilatéralement équilibrée avec des guidages en latéralité distribués à l'ensemble du côté travaillant et stabilisation par des contacts du côté non travaillant.
- Absence de contacts antérieurs en inter-cuspidie maximale.
- Calage postérieur lors des mouvements de propulsion avec trépied de stabilisation.

Ces règles doivent être respectées quelque soient la localisation maxillaire ou mandibulaire et le nombre d'implants impliqués dans la stabilisation de la prothèse amovible.

6.3.1.2.1. Choix du système d'attachement :

Pour améliorer l'équilibre d'une prothèse amovible complète, le choix d'un système d'attachements supra-implantaires résulte de la prise en compte de critères qui sont spécifiques de la situation clinique.

L'évaluation de ces différents critères doit permettre de choisir judicieusement un attachement parmi l'ensemble des connexions implanto-prothétiques disponibles sous la forme de barres de jonction, d'attachement axiaux ou de dispositifs magnétiques.

6.3.1.2.1.1. forme de la crête mandibulaire :

Schématiquement sur le plan horizontal, il existe trois formes de crête édentée mandibulaire : trapézoïdale, arrondie et ogivale.

Si l'on considère que la mise en place de deux implants en sites canins droit et gauche représente une solution classique en PACSI, seule la première forme de crête facilite la réalisation d'une barre de jonction (Fig 57).

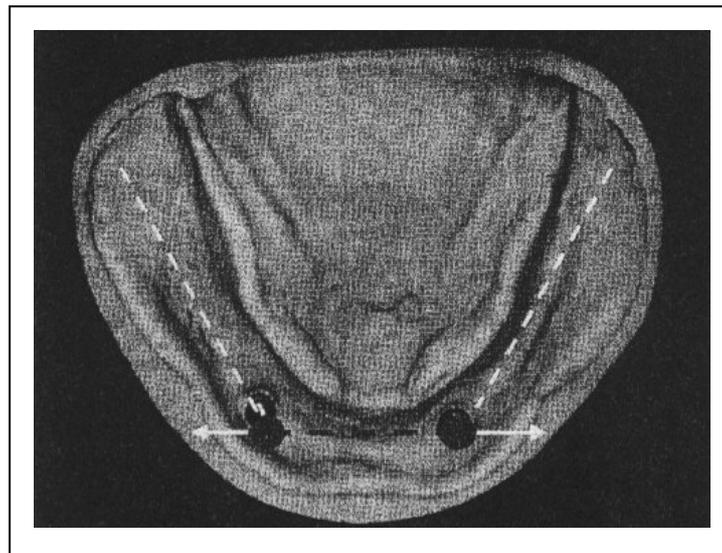


Fig 57 : Tracé prospectif d'une barre de jonction rectiligne correctement située entre deux implants localisés en 33 et 43

D'après FROMENTIN (38)

En effet, moins la région antérieure de la crête édentée est rectiligne, plus une barre de jonction reliant ces deux implants sera curviligne, au risque de créer un bras de levier défavorable (Fig 58).

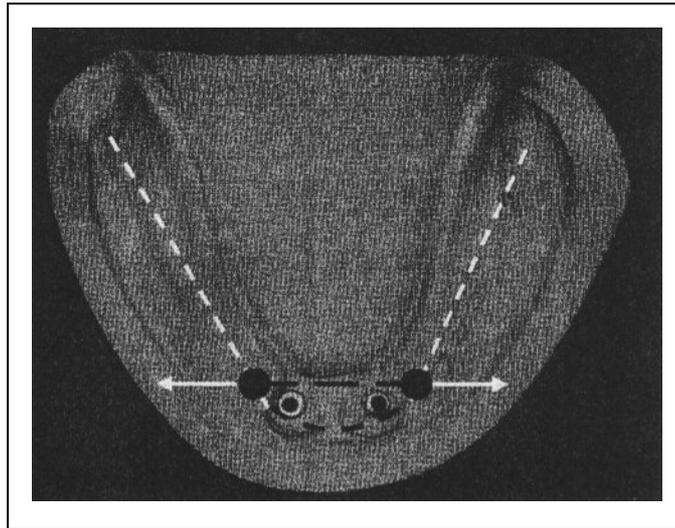


Fig 58 : Arcade édentée mandibulaire de forme ogivale. Tracé curviligne amenant un porte à faut antérieur de la barre.

D'après FROMENTIN (38)

La nécessité de diminuer la courbure de cette barre impose la réalisation d'un surcontour prothétique lingual .

Dans le cas d'arcades arrondies ou ogivale, soit il faut choisir des attachements axiaux, soit augmenter le nombre d'implants pour segmenter la courbure en différentes parties rectilignes favorables à la réalisation d'une barre de jonction. Dans cette dernière option, la situation non colinéaire des cavaliers de rétention limite les possibilités de rotation de la prothèse sur la barre de jonction.

Une arcade édentée curviligne privilégie l'indication des attachements boules à condition de placer les implants de manière symétrique. La solution comportant des attachements boules sur trois implants non alignés (Fig 59 a) conduit à une usure prématurée de l'attachement boule situé en avant de l'axe constitué par les deux autres du fait du mouvement de la prothèse. En revanche, la solution d'attachements boules avec trois implants alignés et parallèles au plan frontal peut-être retenue(Fig 59 b).

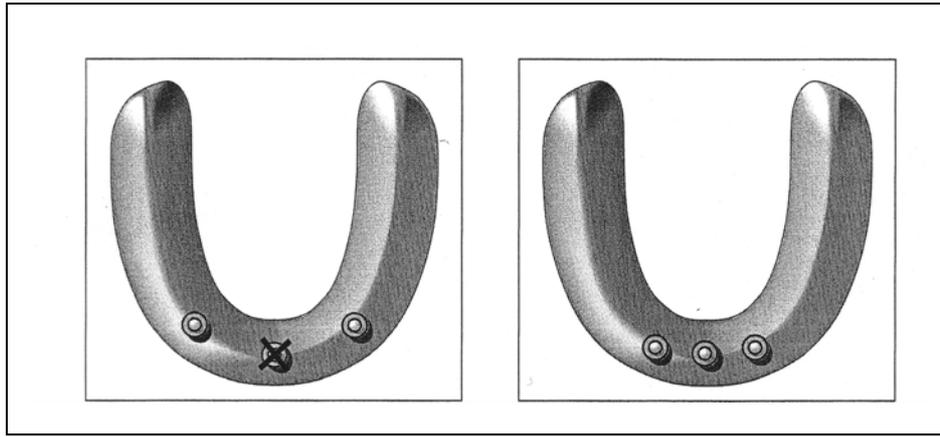


Fig 59 : D'après RIGNON-BRET (92)

a : solution défavorable sur le plan biomécanique

b : solution favorable sur le plan biomécanique

6.3.1.2.1.2. Degré de résorption et qualité osseuse :

Qu'il s'agisse de la mandibule ou du maxillaire, en présence d'un os de type IV ou d'un os basal fortement résorbé, il est prudent d'augmenter le nombre d'implants et de réunir ceux-ci par une barre de conjonction, rigidifiant le système implantaire.

D'après BATENBURG et (2) , une hauteur osseuse mandibulaire inférieure à 12 mm impose l'insertion d'au moins 4 implants solidarisés par un système rigide.

6.3.1.2.1.3. Apparallélisme implantaire :

Une mise en place non parallèle des implants influence le choix du type de connexion implanto-prothétique. Une faible divergence entre les attachements axiaux (5 à 10 degrés) ne compromet pas l'insertion prothétique mais augmente l'usure des différentes pièces du dispositif. (38)

Réaliser une barre de conjonction permet de résoudre ce problème, chaque pilier supportant la barre étant transvissé dans son axe.

6.3.1.2.1.4. Distance inter-implantaire :

Il est habituel de préconiser une distance minimale de 8 à 10 mm entre les faces proximales adjacentes de deux implants afin de permettre la mise en place d'au moins un cavalier rétentif sur la barre de jonction réunissant ces implants (38).

La distance maximale entre ces piliers est de 15 mm afin d'éviter toute déformation de la barre pendant la fonction.

Quelque soit l'arcade considérée, le choix de l'insertion de plus de trois implants implique de pouvoir suffisamment les espacer afin d'autoriser la mise en place de cavaliers sur les segments de barre réunissant les piliers prothétiques.

Dans le cas d'une arcade mandibulaire étroite, il est souvent judicieux de limiter le nombre d'implants et de choisir des attachements axiaux. Ceci afin d'éviter le risque biomécanique que représente la réalisation de segment de barre en extension par rapport aux derniers piliers conçue dans le but d'adjoindre à ce niveau des cavaliers impossibles à situer plus antérieurement (Fig 60).

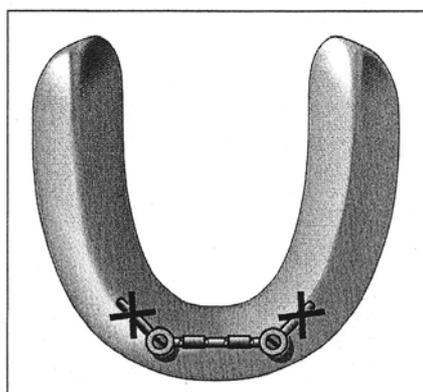


Fig 60 : La réalisation d'une extension constitue un risque biomécanique.

D'après RIGNON-BRET (92)

Un écartement minimum de 20 mm est nécessaire pour autoriser la mise en place de deux cavaliers de rétention (90).

L'analyse de la littérature montre qu'il n'existe pas d'attachement idéal, utilisable dans toutes les situations cliniques. Faire un choix judicieux, c'est apporter la solution la plus adaptée à un patient particulier dans une situation clinique donnée.

6.3.2. Edentement partiel plural et unitaire :

Si la mise en place d'implant chez le patient totalement édenté entraîne une augmentation de la force masticatoire, l'effet semble être inversé chez le patient partiellement édenté.

MERICSKÉ-STERN et al (68) ont montré que la force de mastication au niveau des secondes molaires était de 450 N en l'absence d'implant contre 300 N en présence de ces derniers. Le seuil de détection des pressions minimales au niveau des implants étant de 10 à 25 fois supérieur à celui des dents naturelles.

Les mêmes auteurs rapportent que, chez un même patient, les forces de mastication maximales sont identiques des deux côtés.

D'après LUNDGREN et al (65), le côté préférentiel pour la mastication, chez un patient traité pour un édentement unilatéral postérieur mandibulaire face à une prothèse totale amovible, est le côté dépourvu d'implant.

Dans le cas d'un édentement unitaire, les dents collatérales au site édenté servent de référence pour le placement des implants.

Idéalement, l'implant devrait être angulé selon le grand axe de la dent à remplacer. Par conséquent, l'axe doit passer au milieu du bord incisif de la couronne. Cette situation impose toute fois que la prothèse soit scellée sur le pilier.

Si la restauration doit être vissée, l'accès de la vis de pilier doit être sur le versant lingual de la crête incisive ou le centre de la table occlusale des dents cuspidés.

6.3.2.1. Classification des arcades édentées :

Parmi les classifications décrivant les arcades partiellement édentées, celle proposée par KENNEDY en 1928 est la plus utilisée. C'est une classification anatomique décrivant le nombre et la situation des secteurs édentés présents.

Classe I : édentement bilatéral postérieur.

Classe II : édentement unilatéral postérieur.

Classe III : édentement unilatéral postérieur encastré.

Classe IV : édentement antérieur encastré.

Chaque classe comporte quatre subdivisions selon qu'il existe un, deux, trois ou quatre hiatus en plus de l'édentement de référence. Seule exception, la classe IV n'a pas de subdivision.

6.3.2.2. Edentement de la canine :

La mise en place d'implant en situation de canine amène à quelques réflexions sur le type de glissement qui doivent lui être appliqués.

La protection canine est le schéma occlusal préférentiel. Toutefois, une analyse plus fine de la localisation et des dimensions de l'implant peut amener à établir une fonction de groupe.

- en situation de canine mandibulaire, le grand axe de l'implant et celui de la couronne sont dans le même prolongement en raison de l'orientation verticale de la crête. En latéralité, les forces s'appliquent en direction de la corticale linguale, dans une région où l'os est en général de bonne qualité. On établit de préférence une protection canine.
- En situation de canine maxillaire, le grand axe de l'implant et celui de la couronne ne coïncide plus en raison de l'orientation vestibulaire de la crête. L'os est moins dense, et les forces exercées en latéralité s'appliquent sur la corticale vestibulaire qui est très fine. La qualité de l'os ainsi que l'orientation de l'implant conduisent à l'établissement d'une protection canine avec un implant standard cette fois supérieur ou égal à 13 mm. La présence d'un os de faible densité, d'un implant standard court ou encore d'une para fonction constitue un risque de rupture de l'ostéointégration. Une attitude prudente face à ces facteurs négatifs consiste alors à établir une fonction de groupe. (16).

6.3.2.3. Edentement encastré unitaire ou multiple à l'exception de la canine:

Le contrôle de l'occlusion sur de telles reconstitutions doit être parfaitement rigoureux et répondre aux exigences d'un concept exactement adapté à la situation clinique.

Deux possibilités s'offrent à nous :

- Les rapports occlusaux sont équilibrés et stables : ils sont conservés autant que possible avec les reconstitutions implantaire nouvelles qui s'intègrent à ce schéma occlusal.
- Les rapports occlusaux sont instables et les fonctions occlusales perturbées. La démarche cohérente consiste à rechercher la position de référence la plus adaptée et à rétablir une occlusion physiologique.(9)

6.3.2.3.1. Stabilité de l'OIM assurée par les dents naturelles :

Si les dents présentes assurent ou sont capables d'assurer une OIM stable, l'intégration des éléments prothétiques sur implants se réalise dans le schéma occlusal existant ou reconstitué.

- *Réglage de l'OIM* : le remplacement de 1 ou 2 dents doit intégrer la différence d'absorption visco-élastique entre dents et implants et impose un réglage de l'OIM particulièrement précis. Une majorité d'auteur recommande le réglage de l'OIM avec des contacts d'égal intensité (marqueurs d'articulé de 8 à 10 μm) sur les dents naturelles et sur les implants, lorsque le patient serre sous pression forte. Lorsque le patient effectue un contact léger, seules les dents entrent en contact (marqueurs d'articulé de 10 μm) ; en revanche, les prothèses sur implant ne sont pas au contact (marqueur d'articulé de 40 μm). (67)

Ce réglage est susceptible de répartir les forces entre les dents et les implants en prenant en compte leur différence de mobilité et permet de profiter des capacités proprioceptives du ligament parodontal des dents présentes comme élément protecteur.

- *Réglage des mouvements excentrés* : de manière similaire, le principe adopté pour régler les contacts dentaires lors des mouvements de diduction est de répartir les trajets de diduction et de propulsion en faisant participer les dents et les implants de manière égale, voire en faisant participer d'avantage les dents si leurs valeurs résiduelles sont suffisantes.

LE GALL (59) recommande la même démarche pour régler les contacts d'entrées et de sorties de cycle.

6.3.2.3.2 : stabilité de l'OIM non assurée par les dents naturelles :

lorsque les dents sont insuffisantes en nombre ou en qualité pour assurer un OIM stable, les prothèses sur implants doivent prendre en charge cette stabilité de l'OIM .

lorsque les dents restantes sont considérées comme suffisamment résistantes pour être conservées, une solution consiste à les inclure dans une réhabilitation mixte implant/dent.

Ces reconstitutions demandent le plus grand soin pour régler l'occlusion en cherchant à solliciter à la fois les piliers, implants ou dents, les plus forts.

La tendance est de préconiser la fonction groupe avec désocclusion postérieure.

Dans tous les cas, il est nécessaire de prévoir le futur et d'imaginer quelles modifications pourront être envisagées en fonction de l'évolution clinique (18).

6.3.2.4. Edentement terminaux :

6.3.2.4.1. Existence de protection antérieur :

Dans ce contexte, nous rechercherons :

- Une désocclusion immédiate des groupes cuspidés postérieurs en propulsion par le guide antérieur denté et en latéralité par le guide canin.
- Une stabilité des contacts en OIM.
- Aucun contact balançant.

6.3.2.4.2. Absence de guide antérieur :

La pente incisive et la pente condylienne déterminent la désocclusion des dents postérieures et protègent les implants postérieurs.

L'absence de cette protection est très préjudiciable aux implants. Selon CLAYTON et SIMONET (18) nous devons :

- assurer le guidage antéro-latéral par la dent la plus antérieure, la plus éloignée de l'axe charnière.
- les contraintes latérales doivent être réparties uniformément et harmonieusement selon une fonction de groupe faisant intervenir :
 - les dents antérieures

- les cuspides postérieures jusqu'à la 1ère molaire maximum.
- une prothèse transitoire fixée doit permettre d'évaluer le schéma occlusal, de supprimer les contacts travaillants postérieurs et de privilégier un guidage par les dents les plus antérieures.

6.3.2.5. Edentement antérieur :

Compte tenu du rôle que les dents antérieures peuvent jouer dans la cinématique mandibulaire, la restauration prothétique d'un secteur antérieur doit être esthétique et fonctionnelle pour optimiser les fonctions manducatrices par l'intermédiaire de surfaces de guidage adéquate. Pour cela il s'agit de ne créer ni d'interférences postérieures, ni d'interférences antérieures.(78)

6.4. Choix du matériaux de reconstitution :

La différence de perception entre une dent naturelle et un implant est à l'origine du choix délicat du matériaux de restauration idéal en implantologie, pour assurer des contacts occlusaux à long terme et amortir la transmission des contraintes fonctionnelles au niveau des implants.

Deux paramètres essentiels sont à considérer dans le choix du matériaux pour la prothèse supra-implantaire :

- La résilience : qui correspond à la capacité du matériau d'absorber les chocs et qui aura une fonction de dispersion des forces occlusales.
- La résistance à l'abrasion. En effet une usure trop importante peut entraîner une instabilité occlusale à long terme, d'où une perte de dimension verticale qui pourrait entraîner une dysfonction crânio-mandibulaire.

Un compromis devra alors être envisagé entre la nécessité de résilience et une usure modérée.

6.4.1. La résilience :

Le choix du matériau de reconstruction est essentiel lorsque l'on considère sa capacité à transmettre les forces occlusales au support osseux.

Il semblerait que les forces occlusales transmises aux implants sont inversement proportionnelles à la dureté du matériau d'occlusion utilisé.

6.4.2. Résistance à l'abrasion :

Différentes études ont simulé in vitro l'usure des matériaux de restauration entre eux (Fig 61).

Usure relative de l'or opposé à d'autres matériaux	
<i>Matériaux</i>	<i>Coefficient relatif d'usure</i>
Or/Résine	0,3
Or/Émail	1
Or/Or	1
Or/Céramique glacée	2
Or/Céramique non glacée	5

Usure relative de la céramique opposée à d'autres matériaux	
Céramique glacée/Or	0,6
Céramique/Céramique	5
Céramique polie/Or	6,5
Céramique glacée/Émail	6,5

Usure relative de la résine opposée à d'autres matériaux	
Résine/Or	2,5
Résine/Résine	9
Résine/Émail	28
Résine/Céramique	29

Fig 61 : D'après CLAYTON et SIMONET (18)

6.4.3. Avantages et inconvénients de la résine, de l'or, de la céramique :

6.4.3.1. La résine :

- Grande résilience mais coefficient d'usure élevé qui conduit à une perte de la dimension verticale pouvant engendrer des parafunctions, à la modification des contacts et à la perte de calage par disparition de la morphologie occlusale.
- Maintenance alourdie car les dents doivent être remplacées régulièrement.
- Résultat esthétique très satisfaisant à court terme. A plus long terme, l'état de surface se modifie et devient terne en raison de la porosité inhérente à ce type de matériau.

- Risque de fracture en cas de choc excessif (signal d'alarme, protection de l'implant).

Par la méthode des éléments finis, DAVIS et coll (27) démontrent que, concernant les restaurations purement implanto-portées, la résine est bénéfique en cas de mastication inopinée d'un bol alimentaire dur, et confirme ainsi les arguments de Skalak qui préconise l'utilisation de dents prothétiques en résine car elles auraient un rôle d'amortisseur mécanique.

6.4.3.2. l'or :

- Meilleures qualités de résistance à l'abrasion, à l'attrition et à l'érosion lorsqu'il est opposé à de l'or ou de l'émail.
- Coefficient d'usure pratiquement idéal vis à vis des autres métaux.
- Faible résilience.
- Problème esthétique.

Les alliages nobles présentent une bonne résistance à l'usure et à la fracture, même lorsque la distance inter arcade est faible.

La stabilité des contacts et la dimension verticale sont maintenue dans le temps.

L'efficacité masticatoire est totalement rétablie.

C'est un matériau particulièrement indiqué en cas de parafunctions, qui demande peu de maintenance mais dont l'emploi est de plus en plus limité face aux exigences esthétiques toujours plus grandes des patients.

6.4.3.3. La céramique :

- Résilience pratiquement nulle.
- Coefficient d'usure défavorable : glacée elle ne s'use pas ; dépolie elle s'use trop.
- Matériaux esthétique et durable à long terme.

Depuis 1990, les céramiques à basse fusion de type « hydrothermale » présentent les avantages des céramiques traditionnelles sans certains inconvénients notamment avec une diminution de la dureté (HVO₂=420) (Fig 62).

Matériaux	émail	céramique basse fusion	céramique traditionnelle
dureté	300 HV	420 HV	600 à 800 HV

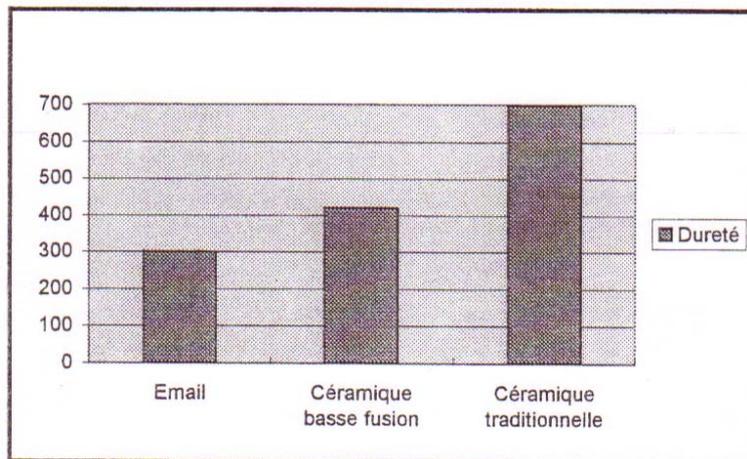


Fig 62 : Comparaison des dureté HV de l'émail, de la céramique, de la céramique basse fusion.

De plus la céramique basse fusion présente des qualités nouvelles ou améliorées :

- température de cuisson basse : 660 à 680°
- point de transition vitreux bas : 450 °C
- point de ramollissement bas : 510 °C
- structure homogène et dense
- haute transparence
- haute dispersion à la lumière
- facilité de meulage
- facilité de polissage
- bonne stabilité en bouche
- résistance mécanique élevée : 110 N/mm²
- renforcement de la résistance qui se poursuit dans le milieu buccal, pour atteindre 160 N/mm² (contrairement au céramique classique).

La céramique basse fusion présente l'originalité d'être compatible avec les poudres conventionnelles pour céramo-métalliques ; nous pouvons, ainsi, parfaitement cuire de la céramique basse fusion sur une couche de céramique traditionnelle.

Cependant, une étude de ISMAIL et coll (46) , utilisant la méthode d'analyse par les éléments finis, montre que la nature du matériau (résine composite, porcelaine ou alliage d'or) n'influence pas significativement la distribution et l'intensité des contraintes occlusales transmises à l'implant et son tissu de soutien.

L'étude de CIBIRKA (17) qui utilise des jauges de contraintes placées au niveau de l'os de cadavres, ne met pas en évidence des différences significatives quant aux contraintes observées et enregistrées à l'interface os-implant, selon que le matériau de réception et de transmission des forces verticales est en résine, en céramique ou en or.

PIERRISNARD et Coll, en 1996 (84) , arrive grâce à une analyse par la méthode des éléments finis, aux conclusions suivantes :

- l'intensité et l'étendue des contraintes distribuées varient suivant les matériaux constituant la couronne prothétique. On observe une augmentation de l'intensité des contraintes avec les modèles dont la couronne est en résine comparativement aux modèles dont la couronne est en or, que ce soit sous une charge axiale ou sous une charge oblique. En particulier, la vis prothétique est sensiblement plus sollicitée avec le modèle résine (Fig 63 et 64).

A	B	C	D
Os	Implant	Vis Pilier + Pilier	Vis prothétique + couronne

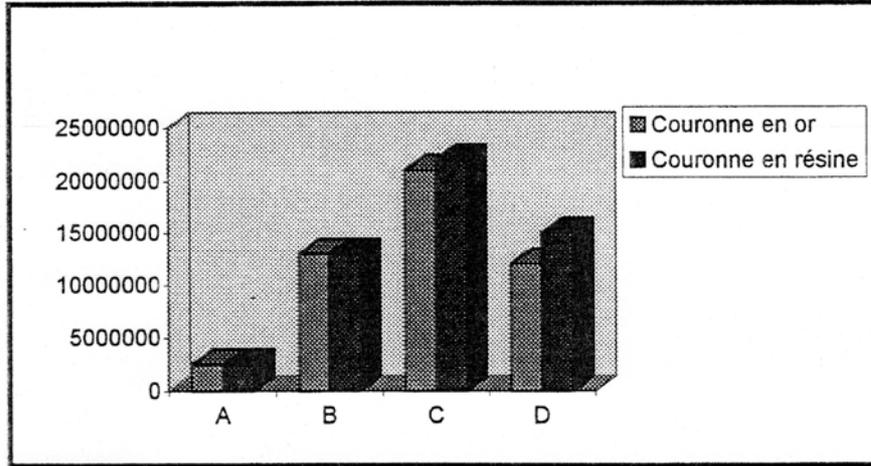


Fig 63 : Intensités maximales des contraintes de Von Mises (en PA) sous une charge axiale

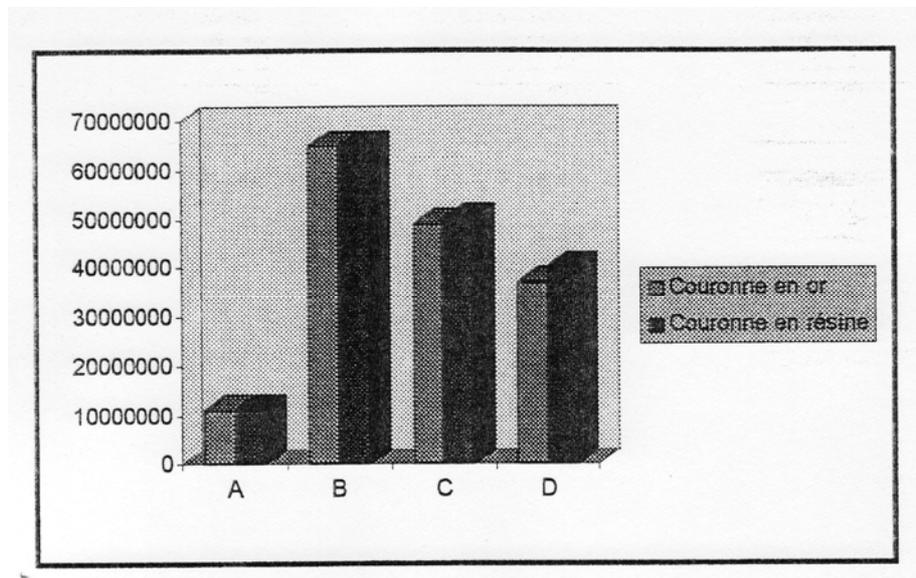


Fig 64 : Intensités maximales des contraintes de Von Mises (en Pa) sous charge oblique.

- L'influence du matériau constituant la couronne prothétique sur l'intensité et l'étendue des contraintes distribuées à l'implant et à l'os est nulle. Le rôle « amortisseur » de la résine dans la transmission des contraintes n'est pas démontré.

CLAYTON et SYMONET (18) considèrent que le choix d'un matériau dépend de plusieurs facteurs :

- la force appliquée
- le concept occlusal
- la surface de contact
- l'état de surface
- la fréquence des contacts occlusaux.

Ils préconisent une association de plusieurs matériaux, une résine cuite sur une infrastructure métallique et dont les faces occlusales seraient en or. Cela permettrait d'associer les qualités d'usure de l'or et l'importante résilience de la résine.

6.5. Mise en charge :

Une mise en charge des implants à la fois progressive dans le temps et graduée en intensité permet d'améliorer la résistance de l'os péri-implantaire . Si des sollicitations douces, bien en deçà de son seuil de résistance, sont appliqués à l'os, sa résorption est évitée et son remodelage est permis.

Cette mise en charge doit être d'autant plus longue et délicate que l'os se rapproche du type IV.

L'os augmente en densité si une force s'exerce en deçà des limites physiologiques.

Le rapport de DALHIN et OLSSON (24) met en évidence un épaissement de la corticale ainsi qu'une augmentation des composants minéraux de l'os lors de stimuli répétés.

Le concept de mise en charge progressive prend toute son importance lorsque l'os est moins dense, puisque dans ce cas, les couches sont infiniment moins résistantes que lorsqu'elles sont enrobées par une corticale épaisse.

6.5.1. Principe du protocole conventionnel :

Le concept thérapeutique d'ancrage osseux des implants dentaires définis par BRANEMARK (8) a montré sa fiabilité clinique par de nombreuses études à long terme portant sur un grand nombre d'implants mis en place sur des populations importantes et variées.

Parmi les conditions initialement données pour obtenir le succès d'une bonne ostéointégration des implants endo-osseux, un protocole chirurgical en deux temps avec une période d'enfouissement durant une période de 4 à 6 mois, était recommandé.

Les raisons de cette approche étaient principalement de minimiser le risque d'infection, d'empêcher la migration apicale de l'épithélium buccal et de protéger les implants de toute contrainte directe.(34). Une mise en charge précoce des implants était considérée comme un facteur susceptible de compromettre le processus d'intégration osseuse.

Cependant, la longueur et les difficultés inhérentes au temps de traitement ont initié des recherches pour simplifier le protocole et raccourcir les délais de cicatrisation.

SCHROEDER et son équipe, en collaboration avec l'institut Strauman, développent un concept d'implant mis en place en un seul temps chirurgical(97).

Les excellents résultats obtenus avec l'implant ITI ont remis en question la nécessité de réaliser deux phases chirurgicales avec les systèmes enfouis.

Les implants n'étant plus enfouis, le problème de la temporisation au dessus des piliers de cicatrisation s'est rapidement posé, en particulier dans les secteurs esthétiques.

Ainsi, il a été rapidement proposé de remplacer les piliers de cicatrisation par des couronnes provisoires fabriquées et mises en place le jour de la pose des implants. La sollicitation fonctionnelle des implants étant plus importante avec les prothèses qu'avec les piliers de cicatrisation, les dents sont placées en sous-occlusion totale et la technique se limite exclusivement à l'édentement unitaire. Les prothèse n'entrant pas en contact avec l'arcade antagoniste, nous parlerons pas de mise en charge immédiate, mais de temporisation immédiate.(29)

Parrallèlement à cette simplification du protocole chirurgical permettant de gagner du temps, les délais de cicatrisation osseuse de 4 à 6 mois autour des implants, ont été remis en question par le développement de nouveaux états de surface implantaire rugueux. En particulier, l'état de surface obtenu par mordantage acide du système 3i (Osseote®) permet une mise en charge rapide à deux mois des implants sans les enfouir.(102)

6.5.2. Principe de la mise en charge immédiate :

Il a été démontré que l'absence d'ostéointégration des implants n'est pas due à leur mise en charge précoce, mais plutôt à l'intensité des micromouvements auxquels ils sont soumis pendant la cicatrisation.

Selon CAMERON et coll (11), un micromouvement de 200 μm à l'interface os-implant conduit à une interposition fibreuse.

Selon BRUNSKI (10), 100 μm de micromouvement pourrait être le niveau critique au delà duquel une réponse fibreuse aura lieu à la place de l'intégration osseuse désirée.

Pour JAFFINS et BERMAN (49) un mouvement de 28 μm ou moins, n'aura pas d'effet sur l'ostéointégration, alors qu'un mouvement de 150 μm ou plus entraînera automatiquement une apposition fibreuse autour de l'implant.

Ce seuil de tolérance des implants évolue avec le temps et l'intégration osseuse progressive des implants.

L'analyse des implants mis en charge immédiatement par résonance à haute fréquence montre une diminution progressive des mesures avec le temps, preuve de l'ostéointégration progressive des implant (36).

Ce nouveau concept thérapeutique a des indications bien précises.

Le succès de la mise en charge immédiate va dépendre :

- du choix implantaire : facilitation de l'ancrage bicortical.
- de la distribution des implants sur l'arcade : idéalement les implants mis en charge doivent former un arc de cercle.
- du nombre d'implants posés.
- du nombre d'implants mis en charge : la mise en charge immédiate d'un maximum d'implants supportant une même prothèse provisoire permet une meilleure répartition des contraintes occlusales.
- de la quantité et de la qualité osseuse.
- du type de prothèse transitoire : les cantilevers distaux sont proscrits, il est préférable de réaliser une prothèse transvissée..

La mise en charge immédiate est une proposition très intéressante pour le traitement de certains types d'édentement et de patients. Cependant, le taux de succès rapporté par la

majorité des équipes (wohrle et al. 1992, schnitman et al. 1997, balshi et al. 1997, tarnow et al. 1997) est inférieur à celui obtenu avec un protocole conventionnel.

Les causes d'échecs pour la mise en charge immédiate sont :

- un ancrage implantaire primaire insuffisant
- une qualité osseuse inappropriée (type III ou IV)
- la transmission de micro mouvements aux implants
- une surcharge occlusale.

6.5.3 : Rééducation musculaire :

Il est aussi nécessaire de tenir compte du fait que si la mandibule est restée longtemps édentée, notamment dans les secteurs distaux, les masses musculaires ont perdu de leur puissance et de leur volume. Une rééducation réelle des muscles masticateurs est à envisager.

Elle se fait en trois étapes :

- Une première étape qui concerne le repositionnement mandibulaire par restructuration des appuis postérieurs sur gouttières ou appareils mobiles et qui se déroule durant l'ostéointégration des implants.
- Une deuxième étapes qui, utilisant le diagnostic prothétique sur articulateur, permet la réalisation de provisoires fixés sur les implants dans la position mandibulaire préalablement rétablie ;
- La troisième étape, phase de temporisation, est destinée à mettre progressivement les implants en charge et à vérifier le bien fondé du choix de la position mandibulaire terminale, de la qualité et de la situation des glissements (5).

6.6. Caractéristiques de l'ancrage prothétique sur implants : visser ou sceller :

L'ancrage de la prothèse définitive sur les implants est la dernière étape du processus implantaire. Deux méthodes se présentent au clinicien : soit la méthode par vissage, soit la méthode par scellement.

Chaque technique comporte des avantages et des inconvénients.

Par exemple, le dévissage ou la fracture des vis sont les complications majeures, suivies de près par les fractures de céramique (15).

6.6.1. Adaptation passive :

L'adaptation passive des dispositifs prothétiques étant impossible à obtenir, les implants seront soumis à des forces latérales nocives. Les dispositifs vissés appliquent des forces dont l'intensité peut aller jusqu'à deux ou trois fois celles qu'appliquent des dispositifs scellés (57). L'effet de l'espacement du ciment de scellement a été bien documenté. Il est clair que cet effet compense l'imprécision des armatures coulées. Les études démontrent que les prothèses scellées exercent deux fois moins de stress que les prothèses vissées. De plus, les contraintes sont plus équitablement réparties entre les implants (85).

6.6.2. Fracture de la céramique :

La littérature nous indique que plus de fractures surviennent sur les restaurations vissées sur implants. La distorsion causée par les différentes étapes de fabrication se traduit par des micro contraintes transmises à l'armature lors du serrage final. Ces contraintes sont transmises à la céramiques et peuvent entraîner sa fracture éventuelle.

Les puits d'accès de la vis de prothèse créent ainsi des zones de faiblesse au niveau de la céramique, ce qui peut produire sa fracture.

Le recours à des prothèses scellées diminue significativement les fractures de céramiques.

6.6.3. Accès :

L'accès de la vis de prothèse peut être difficile, surtout dans les régions postérieures de la cavité buccale. L'insertion de la vis peut devenir difficile et si elle n'est pas insérée correctement, elle peut provoquer des déformations du pas de vis de l'implant.

La technique par scellement diminue presque entièrement ce risque.

6.6.4. Occlusion et esthétique :

Dans les secteurs incisifs et canins, le recours à une technique scellée permet de placer les implants dans une position plus vestibulée : l'axe implantaire passe alors par le bord incisif des dents, ce qui permet une meilleure répartition des forces de mastication en réduisant les contraintes non axiales, très nuisibles. (96)

Au niveau des dents postérieures, les puits d'accès aux vis de prothèses peuvent représenter jusqu'à 50% de la surface occlusale totale. Un bon nombre de contacts occlusaux sera donc situés en dehors du périmètre implantaire et imposera des forces de cisaillement non axiales.

Alors qu'avec la technique vissée, la surface occlusale doit avoir plus de surface pour positionner la vis, ce n'est pas le cas avec la technique scellée : la surface occlusale peut alors être réduite et diminuer ainsi l'effet de porte à faux en minimisant les contraintes non axiales.(71)

En outre, le calage occlusal s'effectue sur de la céramique et non sur du composite placé dans les puits d'accès aux vis de prothèse.

Ces obturations en composite s'usent plus rapidement que la céramique et nécessitent un entretien régulier.

6.6.5. Temporisation :

La technique scellée permet de gérer plus efficacement la mise en charge progressive des implants. Une première prothèse temporaire en résine peut être réalisée sans aucun contact occlusal et être portée pendant quelques mois. Nous pourrions la déposer facilement, ajouter un peu de résine acrylique afin d'obtenir des contacts occlusaux équitablement répartis. Une fois la période de mise en charge terminée, et l'équilibre occlusal satisfaisant, le protocole de réalisation prothétique pourra alors être initié selon la procédure habituelle.

En revanche le temps nécessaire à la réalisation de bridges temporaires vissés est très important, de plus, leur fabrication sans aucune garantie d'ajustage passif augmente les forces exercées sur l'os de façon agressive au lieu de le faire progressivement.(85)

Il y a bien plus de dévissage ou de fractures de vis à déplorer lorsque les prothèses sont vissées et les procédures de réparations en sont longues et coûteuses. Le taux de dévissage ou de fracture des vis avec la technique par vissage varie de 10 à 56 % .

Du fait de l'imprécision des techniques de laboratoire, le vissage des armatures métalliques de bridges induit des forces nocives qui, à la longue, peuvent desserrer des vis. Le résultat en serait de provoquer des surcharges en certaines zones d'appuis implantaires.

Une nouvelle approche a été développée (Fig 65) combinant les avantages de la technique par scellement et la fiabilité de l'ancrage par vissage en incorporant un coin de composite qui ancre passivement la prothèse scellée (83).

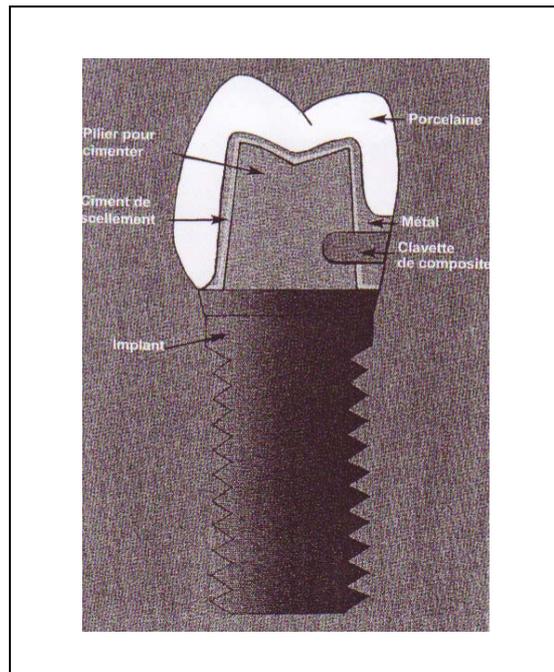


Fig 65 : « Clavette de composite » combinée à l'utilisation d'un ciment de scellement faible permet d'obtenir les avantages des prothèses scellées, tout en permettant une dépose prévisible comparable aux techniques vissées.

D'après POITRAS (85)

Cette petite obturation verrouille la prothèse. Sur des prothèses à appuis multiples, il n'est pas nécessaire de placer une cheville de composite à l'emplacement de chaque piliers.

Cette technique permet un ancrage reproductible tout en scellent la prothèse sur les piliers implantaires.

Elle permet ainsi de combiner les avantages des deux techniques (vissée et scellée) (85).

8. conclusion

L'occlusion, par le biais des forces qu'elle implique sur les dents et les restaurations prothétique, est une variable importante dans le succès ou l'échec de la plupart des restaurations prothétiques. Les dents naturelles offrent un certain degré de flexibilité, mais comme nous avons pu le voir l'implant et par conséquent la prothèse sur implant ne présente pas cette latitude, permettant de compenser toute irrégularité occlusale. L'état de l'occlusion des restaurations prothétiques implanto-portées, doit alors être bien diagnostiqué, corrigé ou compensé, et celle-ci doit être bien intégrée dans la réalisation de la prothèse finale.

La réalisation d'une prothèse sur implant demande au moins autant de rigueur qu'une prothèse sur dent naturelle.

On comprend donc la nécessité d'une approche globale adaptant le projet implantaire au plan de traitement prothétique en y intégrant les paramètres nécessaires à l'obtention d'une occlusion réellement fonctionnelle.

Les progrès réalisés dans la connaissance de la biomécanique osseuse et du rôle fonctionnel des structures dentaires permettent aujourd'hui d'optimiser la conception, la pose et la gestion occlusale des implants et de leurs superstructures prothétiques.

La prise en compte du rôle fonctionnel des dents des secteurs antérieurs et cuspidés pendant l'incision et la mastication, est profitable dans la conception des prothèses sur implant pour mieux maîtriser les conséquences de la dispersion des forces occlusales axiales et surtout latérales, générées pendant la fonction.

Ceci entraîne la nécessité de rétablir l'harmonie des contacts et guidages dentaires qui canalisent ces mouvements afin de mieux contrôler les microtraumatismes fonctionnels et de poser les implants dans une position et selon un axe de résistance à ces forces. En combinant cette conception avec les acquisitions récentes de greffes, de la régénération osseuse et une mise en charge prudente, des taux de succès élevés peuvent être espérés et obtenus.

Maîtriser les forces d'occlusions et la biomécanique pourrait améliorer d'autant plus le taux de succès à long terme et rendre possible l'utilisation d'implants dans des zones où les conditions anatomiques sont jugées moins favorables.

L'implantologie devient une pratique courante de nos jours, les nouvelles technologies ont permis un essor remarquable des techniques de restaurations implanto-portées.

Cependant même si les techniques peuvent paraître de plus en plus abordables (protocoles simplifiés, indication thérapeutique élargi, matériaux inovants...), il convient tout de même de rappeler que l'acte de chirurgie implantaire reste en constante évolution et nous ne disposons pas d'un recul clinique suffisant à ce jour.

L'implantologie moderne doit s'ouvrir à de nouveaux champs de recherche et déterminer avec précision quelles sont les considérations occlusales essentielles à sa propre réussite.

De nombreuses questions restent encore en suspend, avec entre autre, et ce sera bien incomplet :

- quel est le rôle joué par l'occlusion dans le taux de succès ou d'échec implantaire ?
- Y a t-il un schéma occlusal idéal ?
- Une sous-occlusion des prothèses sur implant entraîne t-elle des conséquences sur les ATM, et reste t-elle véritablement en sous-occlusion à long terme ?
-

Enfin rappelons que la pratique implantaire est fondée, bien sûr, sur une étude théorique rigoureuse mais, surtout, se base sur un examen approfondi et un sens clinique développé, dont le maître mot, s'il est possible d'en retenir un seul, est « fonctionnalité ».

Comme aimait le dire Pierre Dac :

« rien ne sert de penser, il faut réfléchir avant ».

9. Table des illustrations :

<i>Fig 1 : Schématisation dans les trois plan de l'espace des mouvements limites, au niveau du point inter-incisif mandibulaire dans tous les champs de mouvements de propulsion, de diduction, de rétroaction et d'abaissement. La représentation dans le plan sagittal des mouvements extrêmes de la mandibule constitue le diagramme de Posselt.</i>	18
<i>Fig 2 : Cycle masticatoire typique d'un adulte sain (mastication à droite)</i>	21
<i>Fig 3 : Cycle masticatoire typique d'un adulte sain (mastication à droite)</i>	21
<i>Fig 4 : Phase d'entrée et de sortie de cycle</i>	23
<i>Fig 5 : Opposition de sens entre le mouvement fonctionnel centripète d'incision (a) et le mouvement théorique centrifuge de propulsion (b).</i>	24
<i>Fig 6 : Opposition de sens entre un mouvement fonctionnel de mastication (a, exemple d'une trituration à droite) et un mouvement de latéralité (b, exemple d'une latéralité à droite)</i>	25
<i>Fig 7 : L'absence de mécanorécepteurs du parodonte réduit de façon sensible la capacité de détection interdentaire fine.</i>	28
<i>Fig 8 : La mobilité moyenne d'un implant est sensiblement inférieure à la mobilité physiologique moyenne des dents naturelles.</i>	29
<i>Fig 9 : Notion de poutre</i>	32
<i>Fig 10 : Poutre sollicitée en traction.</i>	33
<i>Fig 11 : Déformation d'une poutre.</i>	34
<i>Fig 12 : Torsion d'une poutre.</i>	34
<i>Fig 13 : Forces exercées sur les implants</i>	35
<i>Fig 14: balançoire selon RANGERT (83)</i>	36
<i>Fig 15: Représentation schématique de la mobilité dentaire et implantaire.</i>	37

<i>Fig 16: Force appliquée à équidistance selon RICHTER (86)</i>	39
<i>Fig 17: Charge appliquée axialement sur un des piliers selon RICHTER (86)</i>	40
<i>Fig 18: Système « cantilever » (extension en porte à faux) selon RICHTER (86)</i>	40
<i>Fig 19: Longueur de l'extension en porte à faux</i>	42
<i>Fig 20 : Forces appliqués à équidistance sur des système hétérogènes. selon RICHTER (86)</i>	42
<i>Fig 21 : L'implant prend toute la charge. Le moment est nul au niveau de la dent.</i>	43
<i>Fig 22 : Distribution de la charge sur un bridge normal avec des piliers différents Z et I</i>	44
<i>Fig 23 : Rapport force-mouvement de deux dents antagonistes</i>	45
<i>Fig 24 : rapport force-mouvement d'une dent et d'un implant.</i>	46
<i>Fig 25 : rapport force-mouvement d'une dent et d'un implant en diminuant l'intensité des contacts occlusaux.</i>	46
<i>Fig 26 : réaction de l'os pour des forces horizontales.</i>	47
<i>Fig 27 : différent type de levier</i>	49
<i>Fig 28 : Représentation schématique de la mandibule fonctionnant comme un levier.</i>	49
<i>Fig 29 : position des forces masticatrices en vue latérale</i>	51
<i>Fig 30 : Représentation schématique des forces masticatrices en vue frontale.</i>	52
<i>Fig 31: Le cylindre de Spee</i>	55
<i>Fig 32 : La sphère de Monson</i>	56
<i>Fig 33 : DPO : distance plan occlusal – axe charnière</i>	56
<i>Fig 34 : Corrélation entre rayon de courbure de la courbe de spee et DPO</i>	57

<i>Fig 35 : axe fonctionnel</i>	58
<i>Fig 36 : le ciseau de PAGE</i>	59
<i>Fig 37 : DPO = 23 mm</i>	60
<i>Fig 38: DPO = 32 mm</i>	60
<i>Fig 39 : courbe de wilson</i>	61
<i>Fig 40 : Le volume de l'os disponible se mesure en largeur (W) , hauteur (H), longueur (L) , angulation et rapport couronne/implant.</i>	64
<i>Fig 41 : Division de l'os disponible</i>	68
<i>Fig 42 : Ostéoplastie d'une crête de division B</i>	69
<i>Fig 43 : Tableau des surfaces radiculaire développées des dents humaines.</i>	71
<i>Fig 44 : Surface brute développée par des implants cylindriques en fonction de leur longueur et de leur diamètre.</i>	72
<i>Fig 45 : Nombre et dimension des implants cylindriques présentant la surface développé la plus proche de la dent à remplacer.</i>	74
<i>Fig 46 : Dimension des implants cylindriques présentant la surface développée la plus proche de la dent à remplacer.</i>	75
<i>Fig 47 : Nombre et dimension des implants cylindriques présentant la surface développée la plus proche de la dent à remplacer.</i>	76
<i>Fig 48 : Le risque de fracture de l'implant augmente avec la diminution du diamètre implantaire.</i>	78
<i>Fig 49 : La surface d'assise prothétique augmente considérablement avec l'augmentation du diamètre implantaire.</i>	79
<i>Fig 50 : L'augmentation de la surface d'assise du col implantaire permet de diminuer la tension sur les vis de piliers.</i>	79

<i>Fig 51 : Volume des implants et surface de contact os/implant</i>	80
<i>Fig 52 : Distribution des forces occlusales par implant selon le nombre d'implants, leur positionnement et le dessin prothétique</i>	82
<i>Fig 53 : présence de rainures également sur le col des implants TiUnite®. (Nobel Biocare)</i>	83
<i>Fig 54 : Les différentes options prothétiques en implantologie ostéointégrée</i>	88
<i>Fig 55 : Réduction de la morphologie occlusale dans le sens vestibulo-lingual :</i>	93
<i>Fig 56 : Réduction de la face occlusale :</i>	94
<i>Fig 57 : Tracé prospectif d'une barre de jonction rectiligne correctement située entre deux implants localisés en 33 et 43</i>	99
<i>Fig 58 : Arcade édentée mandibulaire de forme ogivale. Tracé curviligne amenant un porte à faut antérieur de la barre.</i>	100
<i>Fig 59 : D'après RIGNON-BRET (87)</i>	101
<i>Fig 60 : La réalisation d'une extension constitue un risque biomécanique.</i>	102
<i>Fig 61 : D'après CLAYTON et SIMONET (18)</i>	108
<i>Fig 62 : Comparaison des dureté HV de l'émail, de la céramique, de la céramique basse fusion.</i>	110
<i>Fig 63 : Intensités maximales des contraintes de Von Mises (en PA) sous une charge axiale</i>	112
<i>Fig 64 : Intensités maximales des contraintes de Von Mises (en Pa) sous charge oblique.</i>	112
<i>Fig 65 : « Clavette de composite » combinée à l'utilisation d'un ciment de scellement faible permet d'obtenir les avantages des prothèses scellées, tout en permettant une dépose prévisible comparable aux techniques vissées.</i>	119

10. Références bibliographiques :

1. **ASSAL J, ASSAL P et ARNAUD C.**
Modification de certains concepts d'occlusion en implantologie.
Schweiz Monatsschr Zahn med 2001;**111**(2):159-163.
2. **BATENBURG RHK, MEIJER HJA, RAGHOEBAR GM et coll.**
Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review.
Int J Oral Maxillofac Implants 1998;**13**:539-545.
3. **BERT M.**
Organisation des faces occlusales des prothèses scellées sur des points d'appui implanté; influence sur l'indication des implants.
Cah Prothèse 1984;46:79-89.
4. **BERT M.**
Les implants dentaires
Paris, CdP,1987.
5. **BERT M, PICARD B et TOUBOL JP .**
Implantologie.
Paris : Masson,1992.
6. **BETITO M et MOULIN P.**
Contraintes occlusales en prothèse supra-implantaire: la gestion implantaire.
Cah Prothèse 1997;99:42-48.
7. **BLANCHARD JP,BARTALA M et BROUSSEAUD J.**
Occlusion et prothèse implanto-portée étendue.
Strategie Prothétique 2005 ;**5**(4) :283-290.
8. **BRANEMARK PL , ZARB GA et ALBREKTSSON T.**
Tissue-integrated prostheses : osseointegration in clinical dentistry.
Chicago: Quintessence, 1985.
9. **BROCARD D et LALUQUE JF.**
Occlusion en prothèse fixée sur implants. Aspects cliniques.
Cah Prothèse 2004;128:65-72.
10. **BRUNSKI JB.**
Biomechanical factors affecting the bone dental implant interface.
Review paper.
Clin Mater 1992;3:153-201.
11. **CAMERON H, PILLIA RM et MACNAB I.**
The effect of movement on the bonding of porous metal to bone.
J Biomed Mater Res 1973;7:301-311.

- 12. CAPUTO AA, KINNI ME et HOKAMA SN.**
Force transfer by osseointegration implant devices.
Int J Oral Maxillofac Implants 1987;2(1):11-14.
- 13. CARR AB et LANEY WR.**
Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral prostheses and patient with complete dentures.
Int J Oral Maxillofac Implants 1987;2(2):101-108.
- 14. CHAPMAN RJ.**
Principes d'occlusion pour prothèses sur implants.
Odontologia 1989;10(5):317-325.
- 15. CHEE W, FELTON DA, JOHNSON PF et SULLIVAN DY.**
Cemented versus sciew-retained implant prostheses: wich is better?
Int J Oral Maxillofac Implants 1999;14:137-141.
- 16. CHICHE F et MISSIKA P.**
Le traitement des édentements unitaires. 2eme partie : les implants unitaires antérieurs.
Alternative 2000;6:37-42.
- 17. CIBIRKA RM, RAZZOOG ME, LANG BR et coll.**
Determining the force absorption quotient for restorative used in implant occlusal surfaces.
J Prosthet Dent 1992;68:3-5.
- 18. CLAYTON JA et SIMONET PF .**
L'occlusion en prothèse ostéointégrée.
Cah Prothèse 1990;72:114-138.
- 19. CLELLAND NL , ISMAIL YH, ZAKI HS et PIPKO D .**
Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant.
Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:391-398.
- 20. CLELLAND NL, GILAT A et Mc GLUMPHY EA.**
A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system.
Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8:541-548.
- 21. COLLEGE NATIONAL D'OCCLUSODONTIE.**
Lexique d'occlusodontologie.
Paris : Quintessence International, 2001.
- 22. COCHRAN DL et BUSER D.**
Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible.
J Biomed Mater Res 1998;40(1):1-11.

- 23. D'AMICO A.**
Functional occlusion of the natural teeth of man.
J Prosthet Dent 1961;**11**:899-915.
- 24. DAHLIN N et OLSSON KE .**
Bone mineral Content and Physical Activity.
Acta Orthop Scand 1974;**45**:170.
- 25. DAVARPANAH M, JAKUBOWICZ-COHEN B, CARAMAN M et KEBIR-QUELIN M.**
Les implants en odontologie. Collection Memento.
Paris: CdP, 2006.
- 26. DAVARPANAH M, MARTINEZ H, KEBIR M et TECUCIANU JF.**
Manuel d'implantologie clinique.
Paris: CdP, 1999.
- 27. DAVIS PM, RIMROFT et ZARBGA.**
Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: part 2: the effect of adding acrylic resin or porcelaine to form the occlusal superstructur.
Int J Oral Maxillofac Implants 1988;**5**:275-280.
- 28. DAWOOD A.**
The implant supported single molar replacement. Careful pre-operative evaluation on is the key to success.
Nobel Biocare Global Forum 1996;**10**(4):6.
- 29. DEGORCE T.**
Protocole de mise en charge précoce de prothèses implantaires chez l'édenté total mandibulaire.
Stratégie Prothétique 2004;**4**(4) :245-262.
- 30. DEXTER BARBER et SECKINGER.**
The role of the small-diameter dental implant : a preliminary report on the miniimplant system.
Compendium 1994;**15**:390-392.
- 31. DUBRUILLE JH, GOUDOT P, MUSTER D et coll.**
Réhabilitation orale et implantologie.
Encycl Med Chir (Paris),Odontologie;23-330-A-10,1999,30p.
- 32. ENQUIST B.**
Six years experience of splinted and non-splinted implants supporting overdentures in upper and lower jaws.
Leuven: University Press, 1991:27-42.
- 33. ENGLISH CE.**
Biomechanical concerns with fixed partial denture.
Implant Dent 1993;**2**(4):221-242.

- 34. ERICSSON I, NILSON H.**
Mise en charge précoce des fixtures de Branemark. Revue de littérature actuelle.
Implant 2001;**4**(7):291-298.
- 35. FORSMALM G.**
Evaluating implant post strength.
Nobel Biocare Global Forum 1996;**10**(4): 6.
- 36. FRIBERG B, SENNERBY L, LINDEN B et coll.**
Stability measurements of one-stage Branemark implants during healing in mandibles.
Int J Oral Maxillofac Surg 1999;**28**:266-272.
- 37. FROMENTIN O .**
Connexions axiales en prothèse adjointe complète supra-implantaire mandibulaire.
Critères de choix.
Rev Odontostomatol 1997;**26**:155-164.
- 38. FROMENTIN O.**
Critères de choix des systèmes d'attachements en prothèse amovible complète supra-implantaire.
Réal clin 2003;**14**(2):161-171.
- 39. GRAVES SL, JANSEN CE, SIDDIQUI AA et BEAT KD.**
Wide diameter implants : indication, considerations and preliminary resulted over two year period.
Aust Prosthet J 1994;**8**:31-37.
- 40. HARALDSON T, CARLSSON GE, INGERVALL B .**
Functional state, bite force, and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges.
Acta Odontol Scand 1979;**37**:195.
- 41. HARALDSON T, JEMT T, STABLAD PA et LEKHOLM U.**
Oral function in subjects with overdentures supported by osseointegrated implants.
Scand Dent Res 1988;**96**:235-242.
- 42. HOLMES D, GRIGSBY W, GOEL V et KELLER J.**
Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element : a finite element stress analysis.
Int J Oral Maxillofac Implants 1992;**7**:450-458.
- 43. HIMMLOVA L, DOSTALOVA T, KACOVSKY A et KONVICKOVA S.**
Influence of implant lenght and diameter on stress distribution ; a finite element analysis.
J Prosthet Dent 2004;**91**:20-25.

- 44. IPLIKCIOGLU H, AKCA K.**
Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution of the bone.
J Dent 2002;**30**:41-46.
- 45. ISIDORI M , MALQUARTI G et CHAVRIER C.**
Concepts occlusaux en prothèse fixée implantaire.
Implant 1998;**4**(1):29-40.
- 46. ISMAIL Y , KUKUNAS S, PKPHO et coll.**
Comparative study of varus occlusal materials for implant prosthodontics.
J Dent Res 1989;**68**:962.
- 47. JACOBS R et VAN STEENBERGHE D.**
Comparative evolution of oral tactile function by means of teeth or implant-supported prostheses.
Clin Oral Implant Res 1991;**2**:75-80.
- 48. JACOBS R.**
Osseoperception.
Leuven: Catholic University Leuven, 1998.
- 49. JAFFINS RA et BERMAN CL.**
The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone : a 5 year analysis.
J Periodontol 1991;**62**:2-4.
- 50. JEPSEN A.**
Root surface measurement and method for X-ray determination of root surface area.
Acta Odontol Scand 1963;**21**:35-46.
- 51. KHAYAT P, MISSIKA P et HOCKERS T.**
Panorama des options prothétiques en implantologie ostéointégrée.
Cah Prothèse 1990;**72**:15-24.
- 52. KINNI ME, HOKAMA SN et CAPUTO AA .**
Force transfer by osseointegration implant devices.
Int J Oral Maxillofac Implants 1987;**2**:11-15.
- 53. KIRSCH A, BABBUSH C, MENTAG P et HILL B.**
Intramobile cylinder (IMZ) two-stage osteointegrated implant system with the intramobile element. Part I: its rationale and procedure for use.
Int J Oral Maxillofac Implants 1987;**2**:203-216.
- 54. LAZZARA R, TESTORIT, TRISI P et coll.**
Etude histologique chez l'homme d'un implant comportant une face d'osseoite et une face usinée.
J Periodont Rest Dent 1999;**19**:117-129.

- 55. LE GALL M et LAURET JF.**
La mastication. Une réalité oubliée par l'occlusodontologie ?
Cah Prothèse 1994;85:30-46.
- 56. LE GALL M et LAURET JF.**
Réalité de la mastication. 1^{re} partie : conséquences pratiques.
Cah Prothèse 1998 ;103 :13-21.
- 57. LE GALL M, LAURET JF.**
Occlusion et fonction : une approche clinique rationnelle. Collection JPIO.
Paris : CdP, 2002.
- 58. LE GALL MG, LAURET JF et SAADOUN AP.**
Quelle occlusion en prothèse sur implants? 1^{re} partie : concepts occlusaux et spécificité implantaire.
Cah Prothèse 2000;109:25-34.
- 59. LE GALL MG, LAURET JF et SAADOUN AP.**
Quelle occlusion en prothèse sur implants ? 2^e partie : nécessité d'une approche fonctionnelle.
Cah Prothèse 2000;110:7-19.
- 60. LE GALL M et SAADOUN AP.**
Quelle surface portante pour un implant?
J Parodontol 1993;12(4):317-332.
- 61. LINDSTROM H et PREISKEL H.**
The implant supported telescopic prosthesis : a biomechanical analysis.
Int J Oral Maxillofac Implants 2001;16:34-42.
- 62. LINQUIST LW et CARLSSON GE .**
Long-term effects on chewing with mandibular fixed prostheses on osseointegrated implants.
Acta Odontol Scand 1985;43:39-45.
- 63. LUM LB et OSIER JF.**
Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics.
Part two: axial loading.
J Oral Implantol 1992;18(4):349-353.
- 64. LUNDEEN HC et GIBBS CH.**
Advances in occlusion.
Boston: John Wright, 1982.
- 65. LUNDGREN D, LAURELL L, FALK J et ERICSSON I.**
Distribution of occlusal forces in a dentition unilaterally-restored with a bridge construction supported on osseointegrated titanium implants.
In: VAN STEEBERGHE D, ed. Tissue integration in oral and maxillo-facial reconstruction.
Brussels: Excerpta Medica, 1985:333-339.

- 66. MARSEILLER E.**
Les dents humaines : morphologie.
Paris : Gauthier-Villars, 1958.
- 67. MARTINET JP.**
Implant du secteur antérieur: conception occlusale et esthétique.
Paris : CNO, 1994:185-210.
- 68. MERICSKE-STERN R, ASSAL P, MERICSKE E et BURGIN W.**
Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants.
Int J Oral Maxillofac Implants 1995;**10**:345-354.
- 69. MERICSKE-STERN R.**
Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: A retrospective study.
Int J Oral Maxillofac Implants 1990;**5**:375-83.
- 70. MISCH CE.**
Classification de l'os disponible en implantologie.
Implantodontie 1992;**6**:12-23.
- 71. MISCH CE.**
Mise en charge progressive des implants.
Implantodontie 1994;**14**:19-25.
- 72. MISCH CE .**
Screw-retained versus cement-retained. .
Pract Periodont Aesthet Dent 1995;**7**:15-18.
- 73. MISSIKA P, BENHAMOU-LAVNER A et KLEINFINGER-GOUTMANN I.**
Accéder à l'implantologie. Collection JPIO.
Paris: CdP, 2003.
- 74. MOMSON GS.**
Applied mechanics to the theory of mandibular movement.
Dent Cosmos 1932 ;**74**:10-39.
- 75. NEDIR R, BISCHOF M, BRIAUX JM et coll.**
A 7 year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants.
Clin Oral Implants Res 2004;**15**:150-157.
- 76. NISAND D, RENOARD F.**
Implants courts versus greffes osseuses sous-sinusiennes: etude clinique retrospective.
Parodontol Implantol Orale 2006;**25**(4):281-287.

77. NOBEL BIO CARE.

Les nouveaux implants TiUnite® : groovy

<http://www.nobelbiocare.com/global/fr/DentalImplants/NobelBiocareBenefits/Groovy.htm>.

78. ORTHLIEB JD, EL ZOGHBY A et KORDI M, PEREZ C.

La fonction de guidage. Un modèle biomécanique pour un concept thérapeutique.
Cah Prothèse 2004;128:43-53.

79. ORTHLIEB JD, BROCARD D, SCHITTLY J et MANIERE-EZVAN A.

Occlusodontie pratique. Collection JPIO.
Paris: CdP, 2000.

80. ORTHLIEB.

La courbe de spee: un impératif physiologique et prothétique.
Cah Prothèse 1983;44 :89-116.

81. PAGE HL.

The occlusal curve.
Dental Digest 1952:19-21.

82. PICQ P.

L'articulation temporo-mandibulaire des hominidés.
Paris :Masson, 1990.

83. PIERRISNARD L, AUGEREAU D et BARQUINS M.

Analyse comparative par la méthode des éléments finis des contraintes osseuses induites par des implants de géométrie variées. 1ere partie : influence relative du diamètre et de la longueur des implants.
Implant 2000;6(1):23-34.

84. PIERRISNARD L et AUGEREAU D.

Comportement mécaniques des implants et matériaux prothétique
Implant 1996;2:17-28.

85. POITRAS Y et BENKO Y.

Caractéristique de l'ancrage sur implants : visser ou sceller.
Réal Clin 2002 ;13(4) :367-376.

86. POSSELT U.

Physiologie de l'occlusion et réhabilitation.
Acta Odontol Scand 1952;10:1-150.

87. POSSELT U.

Studies in the mobility of the human mandible.
Paris : J . Prélat, 1968.

88. RANGER B , JEMT T, JORNEUS L et coll .

Forces and moment on branamark implants
Int J Oral Maxillofac Implants 1987;4:241-247.

- 89. REILLY DT et BURSTEIN AH .**
The elastic and ultimate properties of compact bone tissue.
J Biomech 1975;**80**:393-405.
- 90. RENOUARD F et RANGERT B.**
Facteurs de risque et traitement implantaire. Evaluation clinique et approche fonctionnelle.
Paris : Quintessence International, 1999:176.
- 91. RICHTER EJ.**
Biomécanique des implants dentaires: aspects théoriques.
Rev Belge Med Dent 1987;**42**(6):186-190.
- 92. RIGNON-BRET CH, JM.**
Prothèse amovible complète, prothèse immédiate. Prothèse supra-radicaire et implantaire.
Paris: CdP,2002.
- 93. RIMBERT F.**
Résistance des matériaux.
<http://f.rimbert.free.fr/meca/download.php?id=23>
- 94. RODRIGUEZ AM , AQUILINO SA, LUND PS et coll.**
Evolution of strain at the terminal abutment site of a fixed mandibular implant prosthesis during cantilever loading.
J Prosthodont 1993;**2**(2):93-102.
- 95. ROKNI S, TODESCAN R, WATSON P, PHAROAH M et coll.**
An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients.
J Oral Maxillofac Implants 2005;**20**:69-76.
- 96. SADAN A.**
Cement consideration for implant supported restorations.
Pract Periodont Aesthet Dent 2000;**12**:356.
- 97. SCHROEDER A, MAEGLIN B et SUTTER F.**
Das ITI-Hohlzylinderimplantat TypF zur prothesen retention beim zahnlosen Kiefer.
Schweiz Monatschr Zahnheilk 1983;**93**:720-733.
- 98. SCHUYLER CH.**
Fundamental principles in the correction of occlusal disharmony natural or artificial.
J Am Dent Assoc 1935;**22**:1193-1202.
- 99. SLONIM C, FROMENTIN O et TAROUNINE M.**
Les prothèses adjointe supra implantaires.
J Parodontol 1995;**14**:295-306.

- 100. SPEE FG.**
The gliding path of the mandible along the schull.
J Am Dent Assoc 1980;**100**:670.
- 101. TAWIL G, ABOUJAOUDE N et YOUNAN R.**
Implants courts: les taux de survie et de complications.
Titane 2006;3:43-50.
- 102. TESTORI T, DEL FABBRO M, FELDMAN et coll.**
A multicenter prospective evaluation of 2 mouth loaded Osseoint® implants placed in the posterior jaws: 3 year follow-up results.
Cin Oral Implant Res 2002;**13**:154-161.
- 103. TOUBOL JP.**
L'occlusodontie au quotidien.
Paris, Masson, 1996.
- 104. UNGER F, LEMEILLET M, GIUMELLI B.**
L'occlusion statique.
Cah Prothèse 1988;64:69-75.
- 105. WANG YH , KOJO T, ANDO H et coll.**
Nerve regeneration after implantation in peri-implant area.
In : JACOBS R ed. Osseoperception.
Leuven: Catholic University, 1998:3-11.
- 106. WATSON RM , DAVIS DM, FORMAN GH et COWARD T.**
Consideration in design and fabrication of maxillary implant-supported prostheses.
Int J Prosthodont 1991;**4**(3):232-239.
- 107. WILKE HJ, CLAES L et STEINEMAN S.**
The influence of various titanium surfaces on the interface shear strength between implant and bone.
Adv Biomater 1990;9:309-314.

FREYCHET (Fanny).- Prise en compte de la biomécanique dans les restaurations prothétiques implanto-portées.

-134 f. ; 65 ill. ; 107 ref; 30 cm. (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2007)

RESUME : Depuis quelques années, nous nous dirigeons de plus en plus vers une meilleure appréhension des phénomènes occlusaux dans la pratique quotidienne, et tout particulièrement dans les restaurations prothétiques implanto-portée. En effet, la prise en compte de l'aspect biomécanique des structures osseuses, implantaire et supraimplantaires doit permettre l'établissement d'une occlusion fonctionnelle. Une occlusion non fonctionnelle représentant un des échecs les plus importants après la phase d'ostéointégration.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Odontologie - Implantologie

DOMAINE BIBLIODENT : -

MOTS CLES : Biomécanique – Implant – Occlusion

MESH : Biomechanics – Implants – Occlusion

MOTS CLES BIBLIODENT : Biomécanique – Implant – Occlusion

JURY :

Président : Professeur Alain JEAN

Directeur : Docteur Alain HOORNAERT

Assesseur : Professeur Bernard GIUMELLI

Assesseur : Docteur François BODIC

Assesseur : Docteur Afchine SAFFARZADEH

ADRESSE DE L'AUTEUR :

8 rue du petit moulin

44860 PONT ST MARTIN

fannyfreychet@yahoo.fr