De l'articulaire au neuro-musculaire, de la mécanique à l'électronique :

Le concept de neuro-musculo-compatibilité

J.-P. Toubol
F. Duret

Introduction

Les diverses méthodes d'analyse de la cinématique mandibulaire qui ont prévalu jusqu'aux années 1980 étaient basées sur l'utilisation d'instruments mécaniques, tous plus ou moins dérivés des mandibulographes dont l'expression commerciale datait des années 50 et dont les recherches de base remontent au début du siècle [1, 2, 3, 27, 29, 30, 37, 42, 56, 57, 64].

Ces appareils permettaient d'enregistrer une expression relativement restreinte de cette cinématique, puisque limitée aux mouvements dits de « bordure » de la mandibule. De surcroît, l'interprétation des tracés obtenus par cette méthode a donné lieu à un certain nombre d'erreurs dues à la méconnaissance du cycle fonctionnel et à l'intervention de procédés mécaniques qui généraient l'existence d'artéfacts dans les tracés [30].

Un autre aspect négatif de ces méthodes résidait dans l'encombrement important de la cavité buccale par des procédés de fixation lourds et volumineux, avec lesquels il était impossible d'envisager l'enregistrement d'une expression physiologique de la dite cinématique.

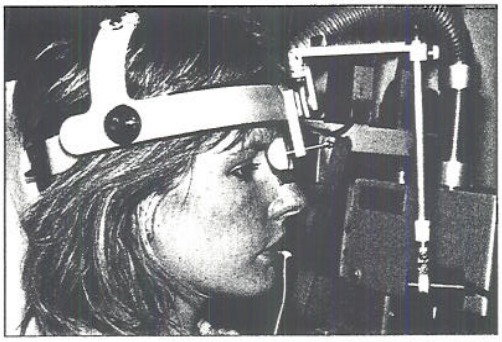
Mais il est vain, aujourd'hui, d'énumérer la liste exhaustive des défauts de ces méthodes passées, et il n'est pas inutile de se rappeler qu'elles ont été pour beaucoup d'entre nous une lueur ténue dans un océan d'obscurité.

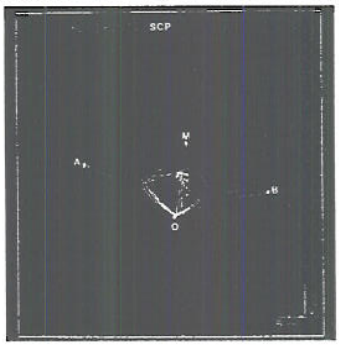
Elles nous ont permis de comprendre, d'une manière relativement aisée, les paramètres de la cinématique mandibulaire et c'est par ce chemin que nous pouvons plus facilement aborder, aujourd'hui, la véritable physiologie de l'appareil manducateur qu'est l'étude des mouvements fonctionnels dans leur champ d'expression quotidien constitué essentiellement par la mastication, la déglutition, la phonation et la respiration.

Par ailleurs, cela permettra d'étudier, probablement aussi, tous les facteurs plus distants qui peuvent entraîner une modification de ces fonctions.

L'apparition d'appareils peu encombrants de l'espace buccal, et n'intervenant en aucune manière sur le cycle masticatoire, permet aujourd'hui d'enregistrer aisément la cinématique fonctionnelle jusqu'à maintenant écartée de nos préoccupations.

Les travaux de LUNDEEN et GIBBS [23, 24, 46] en avaient donné déjà une première expression avec le « Gnathic-replicator ». Ces études ont été largement complétées par les travaux de LEVIN [41] sur le **Sirognathographe** de Siemens. Elles ont mis en évidence l'aspect plus aléatoire des cycles masticatoires et ont permis une approche plus précise des phénomènes qui interviennent sur l'aspect des cycles : neuro-musculature, qualité des aliments broyés, posture de l'individu, etc.





RÉSUMÉ

Partant de l'analyse de la cinématique mandibulaire telle qu'elle était réalisée jusqu'à ces dernières années, et en mettant en exergue les défauts de ce type d'enregistrements, nous nous sommes attachés à démontrer les insuffisances de ce type d'enregistrements.

L'apparition de nouveaux modes de recueil des données de la cinématique nous permet en premier lieu de modifier notre façon d'envisager l'application des concepts occlusaux-prothétiques et par là même d'en développer un (le concept de neuro-musculo-compatibilité) qui nous semble mieux répondre aux nécessités actuelles en matière de diagnostic et de reconstruction.

Cet aspect des choses nous a amené à étudier de manière plus approfondie le VISI TRAINER III et à en décrire les différentes fonctions.

Au sein du Laboratoire GBM de François DURET à Vienne, nous développons par ailleurs un autre système qui devrait encore améliorer la qualité de l'analyse ainsi effectuée.

L'étude de ces cycles permet également de rapprocher l'anatomie occlusale d'un individu du type de cycle qui le caractérise. De ce fait, l'étude des angles de chasse de la mandibule en glissement sur le maxillaire permet de mettre en évidence une information capitale, véritable identité occlusale de chacun, à savoir l'angle de désengrènement et de réengrènement mandibulaire, tant au cours de la fonction que de la parafonction, dénommé par notre équipe : **angle spatial intra-cuspidien** [34, 66, 68] (fig. 1).

La connaissance de ces informations nous apparaît comme un élément essentiel dans la réalisation d'une surface occlusale cohérente avec le système dans lequel elle doit être intégrée. En effet, l'aboutissement de la démarche diagnostique en matière de reconstruction occlusale doit permettre la réalisation prothétique la plus adaptée à l'appareil manducateur dans lequel celle-ci doit s'insérer. Ces appareils permettent, par l'analyse des enregistrements et l'exploitation par ordinateur des informations ainsi recueillies, de parvenir à ce but : être à la fois en harmonie avec les structures maxillo-mandibulaires et avec la neuro-musculature. C'est là l'aboutissement du concept que nous avons appelé « neuro-musculo-compatible » (N.M.C.) [34, 67, 68].

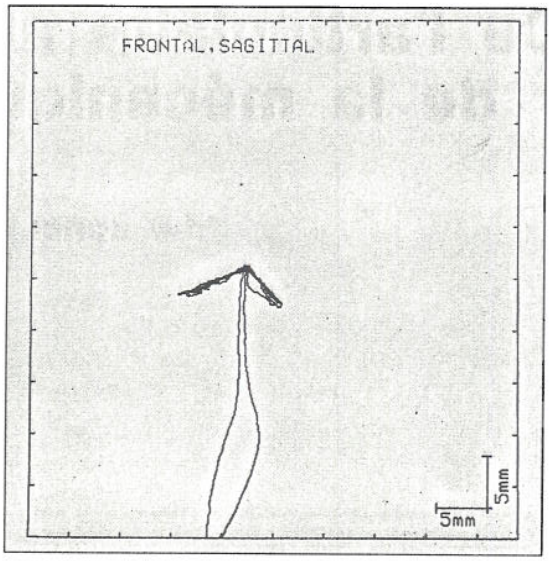


fig. 1
Expression L'A. S. I. C. enregistré dans le plan frontal avec le Visi-Trainer.

L'optique de cette conception est *a contrario* de ce qui a été fait jusqu'à présent, la recherche d'une individualisation du concept appliqué. En effet, si jusqu'à présent, dans un but louable et pédagogique de simplification et de systématisation, les auteurs ont décrit des concepts à visée universaliste, il nous apparaît maintenant plus approprié de définir la typologie manducatrice d'un individu pour ensuite, à l'aide d'un concept plus souple, définir son meilleur fonctionnement possible et donc le type de reconstruction appropriée. Dans cette optique, nous décrirons ici ce que nous entendons par concept « N.M.C. ». L'ensemble des concepts utilisés jusqu'à présent se basaient sur des données essentiellement articulaires et dento-dentaires, définissant ainsi les conditions statiques des contacts de l'occlusion de fermeture dans une relation maxillo-mandibulaire définie, pour aboutir à des schémas de glissements ou d'absence de glissements entre des dents guides préalablement déterminées.

Les données, sur lesquelles pouvaient se réaliser les reconstructions dans ces conditions, étaient issues d'enregistrements de la cinématique mandibulaire de bordure, la plupart du temps en l'absence des dents guides, elles-mêmes recouvertes par les procédés de fixation. La réalisation des versants cuspidiens des dents était donc basée sur l'analyse du glissement mandibulaire au niveau des A.T.M., sans tenir aucun compte de la fonction musculaire et en appliquant des règles de corrélation mal définies entre guide antérieur et versants articulaires.

Nulle place en la matière pour la recherche d'un quelconque rendement physiologique de l'appareil manducateur, signe de son fonctionnement optimal dans les conditions ainsi appliquées.

Dans ces conditions, il nous est apparu que l'élaboration d'un concept occluso-prothétique plus proche de la physiologie s'imposait, c'est pourquoi nous avons déterminé les conditions d'élaboration d'une occlusion prothétique.

Conditions statiques

Relation maxillo-mandibulaire

Chez le sujet denté, elle est en premier lieu définie par la notion d'intercuspidation maximale si les articulations ne présentent aucune pathologie fonctionnelle ni aucune altération structurelle. Elle doit ensuite ne pas engendrer de troubles à distance, notamment au niveau du système tonique postural [67]. Elle doit permettre également une synergie parfaite des actions musculaires de tous les groupes musculaires dans toutes les opportunités fonctionnelles. Par ailleurs, les structures articulaires de l'A.T.M. devront être respectées par la posture mandibulaire dans son expression habituelle.

Chez le sujet édenté, elle devra faire l'objet d'une remise en condition neuro-musculaire [55] avant tout enregistrement. Cette remise en condition devra authentiquement permettre un accroissement sensible de la force musculaire, développée par le patient même chez un sujet très âgé. En effet, il ne s'agit pas de faire croître les muscles en volume musculaire mais bien plutôt de mettre la mandibule dans des conditions telles que l'ensemble musculaire résiduel s'exprime au mieux de ses potentiels. Dans tous les cas de figure cette expression de l'accroissement des potentiels d'expression du travail musculaire sera considérée comme un facteur de confort pour le patient et devra être recherchée et mise en évidence. Comme on peut le voir déjà pour ce premier paramètre, c'est ici la physiologie musculaire qui détermine la meilleure relation maxillo-mandibulaire dans des conditions articulaires non pathologiques [67, 68].

Contacts en fermeture

En fonction de ce qui précède, il est juste de penser que la fermeture permet à un individu sain en position d'intercuspidation maximale (P.I.M.) d'exprimer une action musculaire optimale, symétrique, synergique et parfaitement asymptomatique. Les conditions de la P.I.M. seront donc d'organiser des surfaces occlusales telles que les contacts se fassent de manière simultanée sur toute l'arcade, engendrant ainsi un recrutement harmonieux de la contraction par groupes des fibres musculaires normalement concernés et, par conséquent, une expression fonctionnelle optimale. Ces conditions ne présument en rien de la manière dont la mandibule viendra trouver les contacts de la P.I.M.; cela ressort de l'expression dynamique.

Conditions dynamiques

Les conditions dynamiques de la fonction manducatrice sont régies par les surfaces articulaires du complexe A.T.M., 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 musculaire accompli par les muscles masticateurs. Nous pouvons raisonnablement déduire de cet aspect des choses que la mesure du travail musculaire par l'expression de la vélocité mandibulaire [17] sera un élément qui nous permettra de juger objectivement de la qualité d'une occlusion dans son ensemble. Si le procédé qui réalisera cette mesure est simple d'utilisation, il permettra de discriminer la modification des conditions du dit travail après correction occlusale, ou après insertion d'une pièce prothétique et ce en temps réel.

En fonction de ces préalables, les conditions dynamiques décrites dans la littérature par les auteurs américains [1, 3, 7, 10, 11, 13, 27, 29, 60, 61, 64] pourront s'appliquer de manière plus subtile. En effet, si nous décidons d'établir un réengrènement par appui de versants glissants sur l'ensemble du côté travaillant (fonction de groupe), il est utile de savoir quelles seront les dents concernées par cette organisation.

Jusqu'à présent, seul le sens clinique du praticien, ou l'application rigide d'une conception toute intellectuelle, autorisait ce choix. Il est plus conforme, à notre sens, de penser que le nombre de dents concernées par un tel agencement dépend de la manière dont la fonction va répondre à cet agencement. Ceci est d'autant plus vrai que le versant fonctionnel de glissement d'une dent de sagesse, au cours d'une diduction travaillante, peut aussi bien être un appui fonctionnel s'il correspond à une fonction qui s'y prête, que devenir une « interférence travaillante » si la fonction engendrée ne s'y prête pas. Seule l'analyse du travail musculaire répond à cette question.

Pour ce qui est donc de l'agencement des conditions dynamiques de l'occlusion, nous pouvons nous référer aux concepts déjà en vigueur à condition de les associer à une analyse sérieuse de la manière dont l'appareil manducateur répond à cet agencement. C'est là le principe essentiel du concept de « Neuro-Musculo-Compatibilité » [68].

Les choix possibles, entre les différents agencements, seront essentiellement déterminés par la configuration anatomique des individus et leur type de cycle masticatoire [21, 22] et par la recherche de la moindre difficulté de réalisation. Elle devra toutefois, comme nous l'avons souligné précédemment, correspondre à l'agencement qui répond à la fonction la plus aisée possible, donc la plus efficace, pour le sujet considéré. Elle pourra être analysée au niveau de la vélocité moyenne fonctionnelle [17, 68].

Envisageons maintenant les possibilités existantes de recueil de ces données du cycle fonctionnel :

Le Sirognathographe

Les travaux d'Arthur LEVIN, commencés en 1977, sur les cycles masticatoires fonctionnels ont été réalisés à l'Université de Witwatersrand en Afrique du Sud. L'appareil, tel que la firme Siemens l'a développé, présente des propriétés indiscutables quant à la qualité des enregistrements obtenus si le protocole opératoire est respecté. Il n'en reste pas moins délicat à manipuler en raison du principe même de son fonctionnement.

En effet, le Sirognathographe utilise la variation de champ magnétique occasionnée par le déplacement d'une masse ferrique dans un champ magnétique déterminé par deux antennes mises face à face. Le procédé est d'une bonne précision pour peu qu'un certain nombre de conditions relativement contraignantes soient respectées. A savoir : alignement rigoureux des antennes et de la masse ferro-magnétique, élimination de toute masse métallique qui se trouverait située à moins d'un mètre des antennes, alignement rigoureux sur les repères anatomiques du patient[41].

Si ces conditions ne sont pas respectées, il s'en suivra une interprétation erronée des tracés qui risque d'enlever toute valeur à ces enregistrements.

LEVIN commence ses enregistrements par l'exécution des mouvements de bordure et, en accord avec notre conception, remarque judicieusement que lorsque la mandibule d'un individu ne peut exécuter facilement ce type de mouvement, cela signifie qu'un problème neuro-musculaire est déjà installé[41].

Par des tests comparatifs simples LEVIN montre la signification du débattement mandibulaire en relation avec le type d'aliments à mastiquer.

Dans son interprétation des tracés enregistrés, LEVIN montre bien à quel point la partie la plus importante de ces enregistrements est située aux abords du point d'aboutissement du cycle, et combien cette portion du cycle est influencée par les rapports des versants cuspidiens qui guident le réengrènement.

Il montre également que des altérations du cycle peuvent être détectables dans certains plans de l'enregistrement et pas dans d'autres. On peut entrevoir déjà ici l'intérêt de pouvoir enregistrer les trois plans dans un même temps opératoire[17].

Il est tout à fait envisageable d'analyser le cycle avant pose d'une pièce prothétique et après la dite pose. La comparaison par un système expert apparaît alors parfaitement intéressante.

LEVIN a également mis en évidence la forme typique des cycles masticatoires en relation avec la classe d'angle.

Dans la suite de son ouvrage LEVIN apporte un éclairage remarquable sur l'analyse et la signification des tracés rapprochés des modifications cliniques en cours.

On se rend compte déjà ici que ces enregistreurs de la cinématique fonctionnelle seront d'un indéniable apport dans la mise en évidence des caractéristiques de la fonction analysée. Nous ne pouvons que nous réjouir de voir enfin apparaître la possibilité de mise à jour de constantes physiologiques précises qui caractériseront un cycle masticatoire fonctionnellement acceptable.

Le Visi-Trainer III

Le Visi-Trainer III permet l'analyse des cycles masticatoires dans les différents plans de l'espace; en effet, une fois l'appareil mis en ordre de marche, une première approche va permettre de visualiser les cycles sur l'écran d'un oscilloscope, le patient va pouvoir ainsi, dans un premier temps, se familiariser avec l'enregistrement de ses propres cycles et engendrer ainsi un effet bio-feedback qui permettra un bon contrôle lors des enregistrements terminaux.

La nature opto-électronique de l'enregistrement par diode électro-luminescente en relation avec une caméra vidéo ou une diode photo sensible élimine totalement les inconvénients décrits précédemment et concernant tant l'encombrement intra-buccal que l'imprécision engendrée par les systèmes mécaniques, même lorsque ceux-ci utilisent des méthodes de lectures de déplacement opto-électriques.

Enregistrement des cycles masticatoires

Matériel

Le Visi-Trainer CIII/3 a été mis à notre disposition par le Laboratoire G.B.M. de Vienne sous la direction de François DURET[17]. Il se compose de trois parties essentielles : le capteur solidaire du crâne, une diode électro-luminescente solidaire de la mandibule et le système informatique avec imprimante intégrée qui permet également la visualisation des cycles sur écran.

• *Le capteur*

Situé dans une micro-caméra (15 × 30 × 30), il est de type S1800 Hamamatsu. Il s'agit d'une photo diode céramique dont la sensibilité spectrale s'échelonne entre 300 et 1 100 mm avec un maximum à 900 mm. Il est solidarisé au crâne par un casque à serrage progressif stabilisé par un appui nasal et porteur

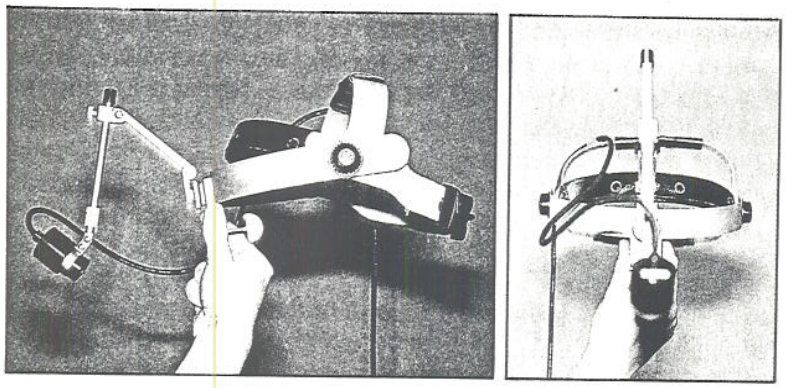


fig. 2
Le casque péricrânien associé à la potence porte-caméra destinée à un enregistrement dans le plan horizontal.

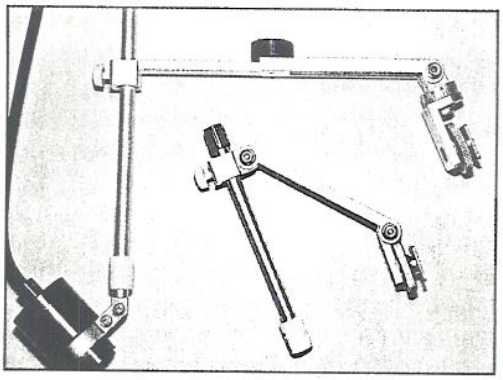


fig. 3
Potence porte-caméra destinée aux enregistrements frontaux, horizontaux et sagittaux.

d'une potence interchangeable qui permet de situer la caméra dans les différents plans de captage : sagittal, frontal et horizontal (fig. 2, 3 et 4).

• *La diode électro-luminescente*
Elle est fixée sur les dents mandibulaires au niveau du dentalé à l'aide d'un porte-diode qui est lui-même scellé sur l'émail avec des composites chémo-polymérisables. Le porte-diode est suffisamment fin pour ne pas entraver l'engrènement des dents antérieures s'il a été bien positionné. Elle développe une puissance de l'ordre de 600 mW à 880 mm. Deux diodes à angulation différente de 90° permettent l'orientation de celle-ci dans le plan d'enregistrement choisi.

• *Le système informatique*
De présentation compacte, il se compose d'un module de conversion analogique numérique, d'un circuit électronique et d'un microprocesseur propre à enregistrer, analyser et visualiser les déplacements de la diode. On y trouve également la source énergétique destinée à la L.E.D. (diode électro-luminescente), le circuit d'analyse des données issues du capteur par transmission des lectures de chaque impulsion de la L.E.D. Ce cycle est de 200 points par seconde, le circuit recevant le microprocesseur coordonnant les différentes données et une zone de stockage pouvant recevoir 20 secondes d'analyse. Il est à noter que l'on peut connecter une unité de stockage sur disquette ayant elle-même 800 secondes de mémorisation interne (connexion RS232c).

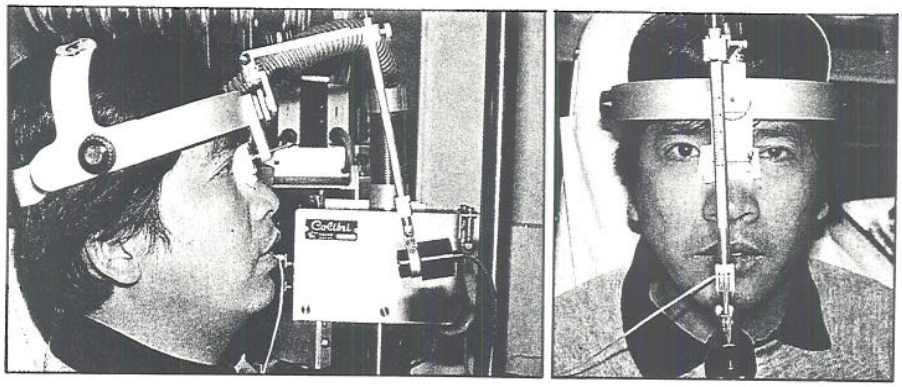


fig. 4
L'ensemble positionné sur le patient.

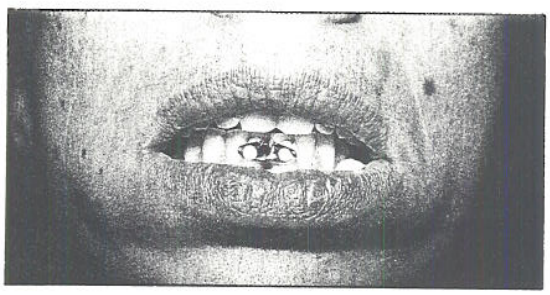


fig. 5
Le porte-L.E.D. fixé aux incisives mandibulaires.

Le moniteur permet de visualiser la position de la L.E.D. et, par conséquent, de la mandibule à tout instant.
Il permet l'obtention d'un tracé de sommation des différents points sur l'oscilloscope, tracé qui pourra être

retranscrit à l'aide de l'imprimante intégrée. Suivant le choix fait par l'opérateur s'afficheront à l'écran les projections horizontales, sagittales ou frontales ainsi que la succession des cycles masticatoires.
Par ailleurs, un ensemble de fonctions peut être sélectionné et donner les différents paramètres à l'imprimante. Il est aussi possible de connecter au moniteur un capteur sonore qui permet en principe de recueillir les sons des contacts occlusaux en cours de cycle masticatoire (fig. 5). Notre utilisation a montré que ce capteur d'une grande sensibilité ne discriminait pas les sons des contacts occlusaux des bruits parasites émis par une alimentation craquante.

• *Précision du système* [17]
Si nous étudions la précision de ce système, il faut admettre d'entrée qu'il s'agit d'un capteur analogique et, à ce titre, plus le mouvement sera rapide moins le nombre de points analysés sera élevé. Les 200 points par seconde sélectionnés par les fabricants suffisent largement à décrire un cycle masticatoire (1 seconde) avec une bonne précision.
Chacun des points est défini en terme de résolution (et non de précision) ramené à la surface analysée. On estime qu'un capteur Hamamatsu possède une résolution de 1 %. Ramené à l'ensemble des imprécisions dues aux circuits électriques et aux conversions analogiques digitales, les constructeurs parlent d'une résolution finale de 5 %. Cette résolution a été confirmée par des essais effectués en laboratoire qui ont montré que le système d'analyse est aussi précis, sinon mieux, que le Stuart compte tenu du pouvoir séparateur de l'œil.
Une résolution de 5 % ramenée au champ d'analyse (50 mm × 50 mm) lorsque le capteur est à 100 mm de la L.E.D. nous fait espérer une connaissance de positionnement d'un point dans un espace de ± 2,5 mm. Ce chiffre relativement élevé ne doit pas nous faire oublier que des résultats donnés au 1/100e seraient d'une précision inutile.
Par ailleurs et sans aucun doute beaucoup plus dangereuse est la corrélation des trois courbes recueillies dans des analyses séparées. En effet, les trois analyses sont faites en temps différé et séparément. Il nous semble sujet à caution d'admettre qu'un patient effectuera ces trois mouvements selon un même comportement neuro-musculaire [17].

Méthode
Le casque est positionné de manière très aisée sur le crâne du patient, il est stabilisé par son appui nasal et ensuite convenablement serré. La potence porteuse de la caméra est ensuite située orthogonalement au plan d'enregistrement. Elle est rigoureusement positionnée à l'aide d'une cale qui la situe toujours à la même distance de la L.E.D. Dans ces conditions, un signal sonore continu se fait entendre jusqu'au retrait de la cale. La L.E.D. est, elle, fixée aux dents mandibulaires comme expliqué précédemment par adjonction de composite de collage. Dans ces conditions, le patient est libre d'exécuter tous mouvements et particulièrement de mastiquer des aliments dans des conditions quasi physiologiques. Le seul point regrettable est que la situation de la L.E.D. et du porte-L.E.D. empêche une coaptation parfaite des lèvres lors de la déglutition.
L'enregistrement simule parfaitement le temps réel, par ailleurs, la définition écran apparaît être de très bonne qualité en raison de sa petite taille. Le temps d'enregistrement fixe de 20 secondes permet une comparaison de plusieurs enregistrements qui sont réalisés à la file et la sélection à l'écran de l'enregistrement qui sera reproduit graphiquement.
La reproduction graphique est de très bonne qualité et l'analyse des cycles est complexe pour une néophyte mais très complète. Il est à regretter que le fabricant soit si avare d'informations sur l'utilisation et l'utilité de son produit.
La nécessité de modifier la position du casque pour enregistrer les tracés dans les différents plans de l'espace constitue un handicap important dans l'utilisation clinique quotidienne d'un tel instrument.
Par ailleurs, il est nécessaire de réaliser tous les graphes et sorties imprimantes avant de pouvoir faire un autre enregistrement sur le même patient, sauf si on a pu relier l'appareil à un disque de stockage des données.

Nous estimons, pour notre part, qu'il est indispensable de pouvoir réaliser un ou plusieurs enregistrements dans la même séquence clinique, et cela dans un temps ne dépassant pas 15 minutes de manipulation sur le patient.
Cet aspect est particulièrement important car il doit contraster avec les difficultés que présente l'utilisation de matériel tel que les articulateurs qui n'ont pas réussi à faire l'adhésion de la plupart des praticiens, ceci uniquement en raison de l'aspect compliqué et astreignant des manipulations.

Examinons maintenant les fonctions développées par le Visi-Trainer :

Fonctions d'analyse

Cycles à l'imprimante « GRAPH » (fig. 6 à 9)

Les cycles sont en premier lieu reproduits de la même manière qu'ils apparaissent sur l'écran cathodique. Ils sont groupés. Ils peuvent être assortis de la situation des contacts occlusaux détectés par la fonction « Tapping » dont le pouvoir discriminatif peut être largement mis en doute. En effet, le gain réglé sur le micro posé sur la peau n'est pas discriminatif des bruits parasites enre-

gistrés lors de la mastication d'un aliment dur ou craquant et qui donnera un parasitage des points enregistrés. Il faut en réalité mettre en place un procédé de nature différente qui réalisera cette fonction.

Fonction « TIME CHART »

Elle analyse l'amplitude et la vitesse de déplacement mandibulaire dans les débattements transversaux et dans les débattements sagittaux. La rupture de cycle et son inversion de sens sont des données très importantes qui signent le temps de passage de la contraction isotonique à la contraction isométrique et inversement. Ce sont des données physiologiques importantes qui peuvent

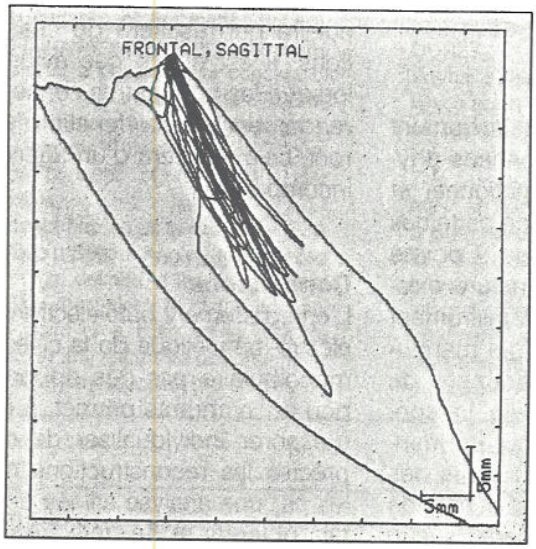


fig. 6
Posselt dans le plan sagittal et cycle masticatoire.

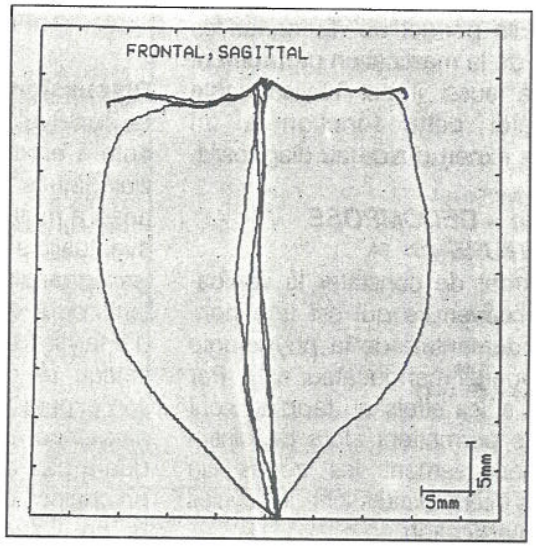


fig. 7
Posselt dans le plan frontal.

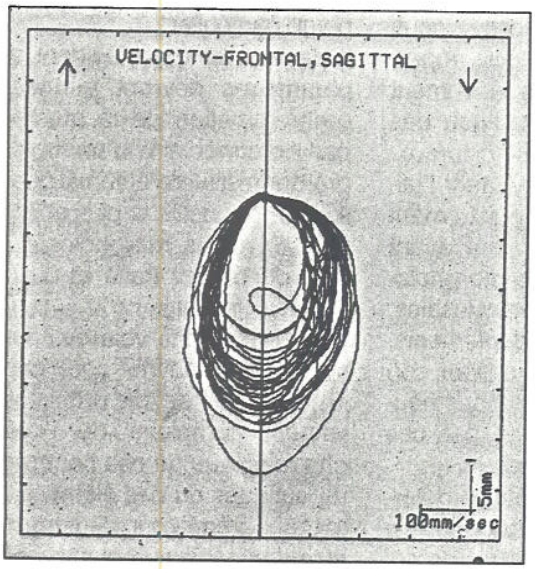


fig. 8
Graphes de vélocité.

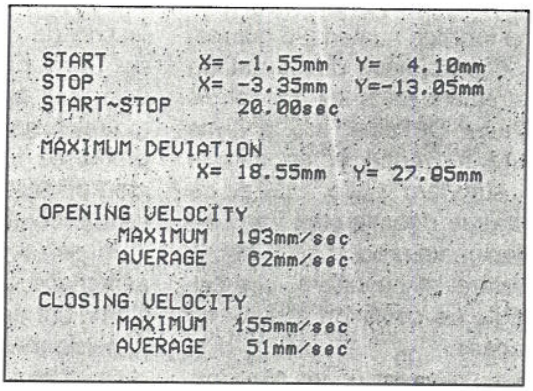


fig. 9
Données chiffrées du cycle.

être analysées et compilées au niveau d'un système expert d'aide au diagnostic.

Fonction « DÉCOMPOSE FERMETURE »
Elle permet l'examen cycle par cycle des enregistrements effectués. Sur plusieurs enregistrements elle permet la mise en évidence d'une constante pathologique de certains aspects du cycle. Elle permet de distinguer les praxies de la mastication proprement dite. Là aussi il est envisageable d'associer cette fonction à un système expert d'aide au diagnostic.

Fonction « DÉCOMPOSE OUVERTURE »
Elle permet de constater la verticalité de l'ouverture qui est une donnée fondamentale de la physiologie d'un appareil manducateur sain. Par ailleurs, si les effets du tapping sont bons, ils permettent alors de distinguer sérieusement les zones de contacts interdentaires lors des cycles de la mastication.

Fonction « ANALYSE A »
Cette fonction permet d'analyser et de comparer en pourcentages le temps global du cycle masticatoire par rapport au temps de contact occlusal. Cette donnée peut également mettre en évidence une particularité pathologique de parafonction par exemple.

Fonction « ANALYSE B »
C'est une fonction numérique qui restitue les coordonnées de départ de l'enregistrement dans les trois plans de l'espace. De plus, elle analyse l'ouverture moyenne et en calcule l'erreur standard. Elle opère de même pour le débattement transversal et effectue un rapport entre débattement latéral et ouverture. Elle calcule l'angle de déviation à partir de ces données.
Par ailleurs, elle restitue les coordonnées de départ et d'arrivée durant les 20 secondes d'enregistrement. Paramètre essentiel, elle calcule la vitesse d'ouverture et la vitesse de fermeture mandibulaire qui sont des données d'un grand intérêt pour l'analyse par un système expert de l'absence de pathologie de l'appareil manducateur et plus particulièrement de ce qui a été précédemment décrit comme étant l'expression d'un fonctionnement optimal de la musculature.

Discussion

Le Visi-Trainer III est un instrument apte à enregistrer les données physiologiques du cycle fonctionnel et aussi à mettre en évidence certaines éventualités pathologiques. Comme les appareils de même nature existants ou à venir, il est un instrument d'analyse de la physiologie manducatrice et plus particulièrement de son expression fonctionnelle. La connaissance approfondie, qui ne manquera pas d'intervenir au cours des prochaines années, de cet aspect de la physiologie devrait sans aucun doute permettre d'envisager l'utilisation de ce type d'instrument au même titre qu'un électrocardiographe. Si, de plus, comme nous l'espérons, il est possible de coupler ce genre d'appareil à un système expert simple d'aide au diagnostic, nous sommes convaincus que cela apportera à notre spécialité un instrument de choix dans la thérapeutique des troubles cranio-mandibulo-posturaux.
Il nous faut également envisager l'utilisation de ce type d'enregistrement sur un appareil manducateur ayant déjà subi des altérations morphologiques (usures des faces occlusales, prothèses iatrogènes, édentements, etc.) ou ayant déjà réalisé pour son propre compte des adaptations neuro-musculaires nécessitées par ces altérations morphologiques.
Comment dans ces conditions déterminer le meilleur rendement possible du système considéré? Il va de soi que des travaux plus importants destinés à mettre en évidence les constantes physiologiques de la manducation manquent encore cruellement, mais gageons que des occlusodontistes de renom comme MONGINI ou d'autres vont donner corps à cette demande.
Pour le moment, nous ne pouvons que continuer à faire nos approches par modifications successives des dents guides et observer la modification du comportement neuro-musculaire qui résultera de ces corrections. Il est en ce cas évident que lorsque les paramètres concernant le rendement de la fonction s'altéreront, cela résultera d'un agencement incompatible.

Conclusions

L'enregistrement opto-électronique ou électro-magnétique de la cinématique mandibulaire par des appareillages peu encombrants permet, à ce jour, d'espérer individualiser de manière précise les reconstructions occlusales par une analyse affinée des résultats obtenus et de détecter une pathologie musculaire ou articulaire de manière plus évidente. Si le Visi-Trainer III ne semble pas présenter une précision suffisante à l'heure actuelle, gageons que son constructeur ou d'autres vont améliorer ce point particulier.
Il devient en outre évident que ces paramètres devront permettre une programmation de la machine outil par l'intermédiaire d'un logiciel intégré qui restituera automatiquement la surface occlusale la plus adéquate en fonction de la morphologie particulière du patient traité et du concept occlusal adopté.
C'est dans cette voie qu'il nous faut maintenant œuvrer pour parvenir à la résolution de ce problème relativement complexe de l'intégration physiologique de nos corrections thérapeutiques ou des éléments prothétiques agrégés sur denture naturelle et *a fortiori* sur implants.

summary

From a T.M.J. concept to a neuro-muscular concept, from mechanics to electronics: the concept of neuro-muscular compatibility.

The development of devices to record the functional mandibular kinetics, has permitted the physiological analysis of the masticatory cycles. Therefore, it is possible to consider a functional integration of the corrections, by addition or substraction to the occlusal surfaces of the teeth.
For this purpose, we have established the conditions of a physiological concept of occlusion taking into account the efficiency of the masticatory apparatus throught a velocity analysis. This is the N.M.C. concept or concept of Neuro-Muscular Compatibility.
This concept has led us to define the ISCA (Intra-Cuspid Spatial Angle), represented by the angle defined in the three spatial planes, by the trajectory of the occusal contact point of a cusp liding over its opposite, in any excursive opportunity.
We have shortly reported the studies by Levin on the SIROGNATOGRAPH and the prospects resulting from these studies. Then, we have studied in greated details the Saphon VISI TRAINER III developed by HOBO and described the various potentials of its use in the GBM Laboratory in Vienna (France), with François DURET.
We have also analyzed the specific points which seem to represent the weaknesses of this device and have outlined some solutions to this problem.
This approach, within a clinical context, may at tern give rise to a complex analysor-expert- system intendes to facilitate the establishment of a reliable diagnosis and to control the physiological integration of our procedures. The establishment, at term, of parameters and constants of this function, will guide this progression towards success.

Jean-Pierre Toubol
D. S. O.
42, boulevard de Strasbourg
83000 Toulon

François Duret
Professeur of Dental Reaseach,
University of southern California,
Los Angeles (U. S. A.)

bibliographie

1. Academy of denture prosthetics (The Nomenclature Comittee). Glossary of prosthodontic terms. *J. Prosth. Dent.*, 38 (1) : 66-109, 1977.
2. Batarec, E. Lexique des termes de prothèse dentaire. Paris, Julien Prélat, édit., 1972.
3. Bennett, N. G. A contribution to the study of the movements of the mandible. April 27, 1908. Proceedings of the Royal Society of Medicine, section of Odontology. *J. Prosth. Dent.*, 8 : 1, 1958.
4. Bocca, N. Contribution à l'étude des différentes théories sur l'enregistrement de la relation centrée. Thèse de 2e cycle pour le Doctorat en Chirurgie dentaire, Aix-Marseille II, 1978.
5. Caizergues, P.; Dieval, D.; Toubol, J.-P. Programmation comparée des articulateurs semi-adaptables de deuxième génération. *Cah. Prothèse*, 31 : 105-117, 1980.
6. Catherine, M. Contribution à l'étude de la pente condylienne et du mouvement immédiat de Bennett chez l'adulte denté. Thèse de 2e cycle pour le Doctorat en Chirurgie dentaire, Aix-Marseille II, 1980.
7. Celenza, F. V. The centric position : replacement and character. *J. Prosth. Dent.*, 30 : 591-598, 1973.
8. Clark, G. T.; Lynn, P. Horizontal plane jaw movements in controls and clinic patients with temporo-mandibular dysfunction. *J. Prosth. Dent.*, 55-56 : 730-735, 1986.
9. Collège National d'Occlusodontologie. Méthodes d'enregistrement de la Relation Centrée. Premières journées C.N.O. (rapports), Toulouse, mars 1984.
10. Cotte, J.-M. Location and relationships of the axes governing mandibular condylar movements : an anatomical research. Thèse de Master of Sciences, Loma Linda University, 1969.
11. D'Amico, A. Functionnal occlusion of the natural teeth of man. *J. Prosth. Dent.*, 11 : 899-915, 1961.
12. Dawson, P.E. Evaluation, diagnosis, and traitement of occlusal problems. Saint-Louis, The C.V. Mosby Company, édit., 1974.
13. Dubois, J.-M.; Donat, J. Le cône de Guichet : mythe ou réalité? *Cah. Prothèse*, 33 : 97-115, 1981.
14. Duret, F. Vers un nouveau symbolisme pour la réalisation de nos pièces prothétiques. *Cah. Prothèse*, 50 : 65-71, 1985.
15. Duret, F.; Blouin, J.-L.; Nahmani, L. Principes de fonctionnement et applications techniques de l'empreinte optique dans l'exercice de cabinet. *Cah. Prothèse*, 50 : 73-110, 1985.

16. Duret, F.; Duret, B.; Blouin, J.-L.
Bases fondamentales dans la conception et la fabrication assistées par ordinateur des prothèses dentaires.
Quest. Odonto-Stomat., 39 : 197-216, 1985.

17. Duret, F.; Toubol, J.-P.; Jordan, F.; Georget, C.
La lecture des mouvements mandibulaires par un système opto-électronique. Étude du Visi-Trainer 3.
Quest. Odonto-Stomat., 438 : 21-29, 1988.

18. Fakouri, C.
Contribution à l'étude de l'angle de Fischer.
Thèse de 2e cycle pour le Doctorat en Chirurgie dentaire, Aix-Marseille II, 1978.

19. Fissore, Y.-J.
Variation sur la relation centrée.
Cah. Prothèse, 8 : 87-108, 1974.

20. Fissore, Y.-J.
Protocole d'analyse fonctionnelle de l'occlusion avec évaluation du guide antérieur.
Cah. Prothèse, 21 : 95-130, 1978.

21. Gaspard, M.
Troubles de l'occlusion dentaire et S.A.D.A.M.
Sèvres, Procodif, édit., 1985.

22. Gaspard, M.
L'appareil manducateur et la manducation. Ire partie : Anatomie descriptive, ontogenèse et phylogenèse de la mandibule humaine.
Paris, Julien Prélat, édit., 1978-1979.

23. Gibbs, C. H.; Lundeen, H. C.; Mahan, P. E.; Fujimoto, J.
Chewing movements in relation to border movements at the first molar.
J. Prosth. Dent., 46 (3) : 308-322, 1981.

24. Gibbs, C.H.; Messermann, T.P.D.; Reswick, J. B.; Derba, H. J.
Functionnal movement of the mandible.
J. Prosth. Dent., 26 : 604-620, 1971.

25. Gourdon, A. M.; Woda, A.
Usure dentaire et contacts occlusaux.
Cah. Prothèse, 43 : 91-113, 1983.

26. Guichet, N. F.
Occlusion.
Anaheim, Denar Corporation, édit., 1977.

27. Gysi, A.
Studies on the leverage problem of the mandible.
Dent. Digest., 1re partie : 74-84, 2e partie : 144-150, 1921.

28. Hobo, S.; Hayakawa, H.; Takayama, H.; Iwata, T.; Hawazu, H.
An experimental electronic recording system for the motion of condyle in three dimensions.
J. Gnathology, 2 (1) : 87, 1983.

29. Huffman, R. W.; Regenos, J. W.; Taylor, R. R.
Principles of occlusion. Laboratory and clinical teaching manual, 3e éd.
Ohio, The Ohio State University, édit., 1969.

30. Hure, G.; Romerowski, J.
A propos de l'angle de Fischer et des articulateurs programmables.
Cah. Prothèse, 15 : 35-48, 1976.

31. Ingervall, B.
Range of sagittal movements of the mandibular condyles and inclination of the condyle path in children and adults.
Acta Odont. Scand., 30 : 67-87, 1972.

32. Jankelson, B.; Hoffman, G. M.; Hendron, J. A.
The physiology of the stomatognathic system.
J. Amer. Dent. Ass., 45 : 375-402, 1953.

33. Jemt, T.; Lunquist, S.; Hedegard, B.
Group function or canine protection.
J. Prosth. Dent., 48 (6) : 719-724, 1982.

34. Jordan, F.
Les concepts occlusaux-prothétiques.
Thèse de 2e cycle pour le Doctorat en Chirurgie dentaire, Marseille, 1986.

35. Kawamura, Y.
Concepts physiologiques de l'occlusion.
Actualités Odonto-Stomat., 102 : 364-415, 1973.

36. Knellesen, C.
Le point sur les techniques d'équilibration des dents naturelles.
Quest. Odonto-Stomat., 37 : 15-24, 1985.

37. Kornfeld, M.
Mouth rehabilitation, 2e éd.
Saint-Louis, The C.V. Mosby Company, édit., 1974.

38. Lautrou, A.
Anatomie de l'occlusion.
Inform. Dent., 7 : 27-39, 1975.

39. Lautrou, A.; Servière, F.
Analyse de la conception occluso-fonctionnelle de D'Amico; données comparatives.
Cah. Prothèse, 13 : 59-80, 1976.

40. Lavigne, J.
Étude du mouvement d'ouverture mandibulaire en rétrusion.
Thèse de 3e cycle pour le Doctorat en Sciences Odontologiques, Lyon, 1972.

41. Levin, A.
Electrognathographics. Atlas of diagnostic procedures and interpretation.
Chicago, Quintessence Publ. Co. Inc., édit., 1985.

42. Liger, F.
A propos de l'angle de Bennett.
Cah. Prothèse, 20 : 101-112, 1977.

43. Lucia, V. O.
Modern gnathological concept updated.
Quintessence Int., 1983.

44. Lucia, V. O.
Centric relation, theory and practice.
J. Prosth. Dent., 10 : 849-856, 1980.

45. Lundeen, H. C.
Introduction à l'anatomie occlusale.
Paris, Julien Prélat, édit., 1969-1970.

46. Lundeen, H. C.; Shryock, E. F.; Gibbs, C. H.
An evaluation of mandibular border movements : their character and significance.
J. Prosth. Dent., 40 (4) : 442-452, 1978.

47. Lundeen, H. C.; Gibbs, C. H.
Progrès en occlusodontologie.
Collège National d'Occlusodontologie (rapport), Toulouse , mars 1984.

48. Mann, A. W.; Pankey, L. D.
Oral rehabilitation.
J. Prosth. Dent., 10 : 135-150 et 151-162, 1960.

49. Mongini, F.; Tempia-Valenta, G.; Conserva, E.
Habitual mastication and dysfunction. A computer based analysis.
J. Prosth. Dent., 61 (4) : 484-494, 1989.

50. Moreau, N. P.
A propos de l'axe oblique de rotation du condyle travaillant. Étude pantographique et preuve géométrique.
Cah. Prothèse, 5 : 79-89, 1974.

51. Moreau, N. P.
Essai sur la morphologie occlusale et les déterminants de l'occlusion.
Cah. Prothèse, 10 : 97-108, 1975.

52. Occhiminutti, M. A.
L'occlusion : équilibre de la fonction.
Cah. Prothèse, 44 : 61-83, 1983; 45 : 71-88, 1984.

53. Orthlieb, J. D.
Intérêt de la courbe de Spee dans la recherche d'un plan d'occlusion en prothèse fixée.
Thèse de 3e cycle pour le Doctorat en Sciences Odontologiques, Aix-Marseille II, 1983.

54. Orthlieb, J. D.
La courbe de Spee : un impératif physiologique et prothétique.
Cah. Prothèse, 45 : 89-116, 1984.

55. Pastant, A.
Prothèse complète sur articulateur complètement adaptable Denar.
Cah. Prothèse, 42 : 45-68, 1983.

56. Posselt, U.
Physiologie de l'occlusion et de la réhabilitation.
Paris, Julien Prélat, édit., 1968.

57. Ramfjord, S. P.; Ash M. Jr.
L'occlusion, 2e éd.
Paris, Julien Prélat, édit., 1975.

58. Roux, F.
Contribution à l'étude statistique des contacts occlusaux statiques du guide antérieur en position d'intercuspidation maximale chez les individus de classe I.
Thèse de 2e cycle pour le Doctorat en Chirurgie dentaire, Aix-Marseille II, 1984.

59. Scaife, R. R.; Hold, J. E.
Natural occurence of cuspid guidance.
J. Prosth. Dent., 22 : 225-229, 1969.

60. Schuyler, C. H.
Factors in occlusion applicable to restorative dentistry.
J. Prosth. Dent., 3 : 722-735, 1953.

61. Schuyler, C. H.
The function and importance of incisal guidance in oral rehabilitation.
J. Prosth. Dent., 13 : 1011-1029, 1963.

62. Slavicek, R.
De l'occlusion.
Rev. Orthop. Dento-faciale, 17 (IV), 1983.

63. Slavicek, R.
Analyse fonctionnelle de l'occlusion.
Collège National d'Occlusodontologie (rapport), Nancy, mars 1985.

64. Stuart, C. E.
Gnathologic tooth preparation.
Quintessence Book, édit., 1985.

65. Toubol, J.-P.; Michel, J.-F.
Le mouvement initial de Bennett : expérimentation clinique, conséquences thérapeutiques.
Cah. Prothèse, 42 : 69-87, 1983.

66. Toubol, J.-P.; Michel, J.-F.; Vergnes, C.
Considérations sur l'angle cuspidien en prothèse fixée.
Quest. Odonto-Stomat., 41 : 109-120, 1986.

67. Toubol, J.-P.; Dufournet, J.; Jordan, F.
Conséquences occlusales des modifications posturales.
Séminaire sur les algies faciales et les troubles cranio-mandibulaires, Abbaye des Prémontrés, Nancy, sept. 1988.

68. Toubol, J.-P.; Duret, F.
L'accès articulator entre le traditionnel et l'électronique.
Collège National d'Occlusodontologie, VIes Journées Internationales, Paris, mars 1989.

69. Valentin, C. M.; Morin, F.
L'intercuspidation maximale : examen clinique. Caractères de l'I.C.M.
Cah. Prothèse, 38 : 101-116, 1982.

70. Weinberg, L. A.
Temporo-mandibular joint function and its effect on concepts of occlusion.
J. Prosth. Dent., 35 (5) : 553-566, 1976.

71. Winkler, S. W.
Essentials of Complete Denture Prosthodontics.
Philadelphia, Saunders Company, édit., 1979.

72. Woda, A.; Vigneron, P.
Contacts occlusaux.
Cah. Prothèse, 19 : 61-85, 1977.

73. Yaeger, J. A.
Mandibular path in the grinding phase of mastication. A review.
J. Prosth. Dent., 39 (5) : 569-573, 1978.

CDP a lu

Matériaux prothétiques et implants de Brånemark.

Selon la technique implantaire de Brånemark, les restaurations prothétiques étaient en résine. D'après celui-ci, la résine semble diminuer la transmission des forces occlusales à l'implant et aux structures osseuses avoisinantes.
Cette étude se propose d'utiliser la photoélasticimétrie par réflexion pour analyser les contraintes occlusales transmises aux implants ainsi que leur répartition. La résine, un matériau composite, la céramique, l'or et un métal non noble ont successivement été étudiés.
La photoélasticimétrie repose sur le principe de la biréfringence accidentelle. C'est l'étude des effets sur la lumière des déformations appliquées à des corps élastiques : la répartition des forces appliquées se révèle par l'apparition de franges colorées. Leur intensité et leur niveau de couleur dans le spectre de Newton permettent d'évaluer l'importance des contraintes exercées.
Les résultats montrent que la répartition des contraintes ainsi que les déformations transmises aux implants restent statistiquement identiques quel que soit le matériau de restauration utilisé. Le choix d'un matériau prothétique doit se faire selon des critères d'exigences fonctionnelles et esthétiques plutôt que technologiques.

P. Simonet

SMAIL (Y.H.), KUKUNAS (S.), PIPKO (D.), IBIARY (W.), Comparative study of various occlusal materials for implant prosthodontics. J. Dent Res. *(Abstr. n° 765), 68 : 962, 1989.*