

Année : 2012

Thèse n°: 046

**Contribution de l'informatique à la
réalisation d'une prothèse amovible
complète bimaxillaire**

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

présentée et soutenue publiquement par

ABDEL RAHMAN Waieil

Né le 3 juillet 1982

le 21 septembre 2012 devant le jury ci-dessous

Président : Monsieur le Professeur Yves Amouriq
Assesseur : Monsieur le Professeur Bernard Giumelli
Assesseur : Monsieur le Docteur Laurent Le Guehenec

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Pierre Le Bars

UNIVERSITÉ DE NANTES	
Président	Pr. Olivier LABOUX
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE	
Doyen	Pr. Yves AMOURIQ
Assesseurs	Dr. Stéphane RENAUDIN Pr. Assem SOUEIDAN Pr. Pierre WEISS
Professeurs des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	
Monsieur Yves AMOURIQ Madame ALLIOT-LICHT Brigitte Monsieur GIUMELLI Bernard Monsieur JEAN Alain	Monsieur Philippe LESCLOUS Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre
Professeurs des Universités	
Monsieur BOHNE Wolf (<i>Professeur Emérite</i>)	Monsieur BOULER Jean-Michel
Maîtres de Conférences Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	Assistants hospitaliers universitaires des C.S.E.R.D.
Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Monsieur BODIC François Madame DAJEAN-TRUDAUD Sylvie Monsieur DENIAUD Joël Madame ENKEL Bénédicte Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LAGARDE André Monsieur LE BARS Pierre Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Madame LOPEZ-CAZAUX Séréna Monsieur MARION Dominique Monsieur NIVET Marc-Henri Monsieur RENAUDIN Stéphane Madame ROY Elisabeth Monsieur STRUILLOU Xavier Monsieur UNGER François Monsieur VERNER Christian	Monsieur BADRAN Zahi Madame BERTHOU STRUBE Sophie Madame BORIES Céline Madame BOUVET Gaëlle Monsieur CAMPARD Guillaume Monsieur COIRIER François Monsieur DEUMIER Laurent Monsieur FREUCHET Erwan Monsieur FRUCHET Aurélien Madame GOAEMAERE GALIERE Hélène Monsieur LANOISELEE Edouard Madame Eve MALTHIERY Monsieur MARGOTTIN Christophe Madame ODIER Amélie Monsieur PAISANT Guillaume Madame POUCH Daphné Madame RICHARD Catherine Madame ROY-HYON Isabelle Monsieur TOURE Amadou (Assistant associé)

Par délibération en date du 6 décembre 1972, le conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui sont présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur donner aucune approbation, ni improbation.

SOMMAIRE

1. Introduction	p. 21
2. Examen du patient, signes Cliniques	p.22
2.1. Examen exobuccal	p.23
2.1.1. Examen visuel	p.23
2.1.2. Apport des données numériques	p.23
2.2. Examen endobuccal	p.24
2.3. Examens complémentaires	p.24
2.4. Contribution de l'informatique	p.25
2.4.1. Analyse des tissus	p.25
2.4.2. Analyse de la cinématique mandibulaire	p.25
3. Empreinte primaire	p.29
3.1. Technique classique	p.29
3.2. Apport de l'informatique	p.30
4. Empreinte secondaire	p.30
4.1. Généralités	p.30
4.2. Apport de l'informatique	p.31
4.2.1. La numérisation des données morphologiques du patient	p.31
4.2.2. Principes de fonctionnement des scanners	p.31
4.2.3. Techniques de numérisation 3D	p.33
4.2.3.1. Triangulation laser	p.33
4.2.3.2. Lumière structurée	p.33
4.2.3.3. Holographie conoscopique	p.33
4.2.4. Modélisation des nuages de points	p.34
4.2.5. Définitions	p.35
4.2.6. CFAO et standards numériques	p.36
4.2.6.1. Norme STL	p.36
4.2.6.2. Norme STEP	p.36
4.2.6.3. Norme DICOM	p.36
5. Enregistrement des rapports intermaxillaires	p.38
5.1. Rapport maxillo-mandibulaire en PAC	p.38
5.2. Transfert du modèle supérieur sur l'articulateur	p.38
5.3. Dimension verticale	p.39
5.4. Technique informatique d'enregistrement des rapports	p.39
5.4.1. Par tomographie ou IRM	p.39
5.4.2. Par céphalogramme	p.39
5.4.3. Par un articulateur virtuel	p.39
6. Choix des dents artificielles et montage des dents	p.43
6.1. Le schéma occlusal	p.43
6.2. Principe du montage de Gysi	p.44

6.3. Aide de l'informatique pour le choix et montage des dents, CAO	p.46
6.3.1. En cas de prothèses préexistantes	p.46
6.3.1.1. Duplication des prothèses	p.46
6.3.1.2. Conception de nouvelles prothèses	p.46
6.3.2. CAO à partir des maquettes d'occlusions	p.47
6.3.2.1. Première étude	p.47
6.3.2.2. Seconde étude	p.47
7. Réalisation du montage fonctionnel et finition des cires	p.56
7.1 Technique classique de réalisation du montage et de finition des cires	p.56
7.2 La polymérisation des prothèses	p.56
8. Fabrication assistée par ordinateur	p.58
8.1. Généralités	p.58
8.2. Création des séquences de mise en forme	p.59
8.2.1. Pour l'usinage	p.59
8.2.2. Pour la fabrication additive	p.60
8.3. L'usinage	p.60
8.4. Usinage et prothèse complète bimaxillaire	p.61
8.5. Fabrication additive	p.62
8.5.1. Les techniques en détails	p.62
8.5.2. Impression 3D	p.64
8.5.3. Stéréolithographie par UV sélectif	p.65
8.5.4. Micro-fusion de poudre	p.66
8.6. Micro-fusion de poudre et prothèses complètes bimaxillaires	p.67
8.7. Tableau des champs d'application de chaque technique	p.68
9. Cas de la prothèse complète supra implantaire	p.69
9.1. Généralités	p.69
9.1.1. A la mandibule	p.70
9.1.2. Au maxillaire	p.70
9.2. Etape pré-implantaire	p.71
9.3. Chronologie du traitement en PACSI	p.72
9.3.1. Avec attachements sphériques	p.72
9.3.2. Avec barre de jonction	p.74
9.4. Apport de l'informatique et intérêt de l'IAO (implantologie assistée par ordinateur)	p.75
9.4.1. Planification du plan de traitement	p.75
9.4.2. Chirurgie guidée à l'aide d'un guide chirurgical	p.75
10. Conclusion	p.77
11. Références bibliographiques	p.79
12. Table des illustrations	p.84

1. Introduction (3,6, 7, 8, 9,10, 14, 15, 29)

Le patient édenté total est un patient handicapé tant au niveau physique, psychologique que social. La perte au niveau fonctionnel n'est donc pas le seul élément à prendre en compte lors du traitement du patient bien que celui-ci soit particulièrement parlant : perte des fonctions digestives (mastication, déglutition), ainsi que baisse de l'élocution. La perte de la totalité des organes dentaires porte préjudice en matière esthétique. Cela se traduit au niveau social par une perte de confiance en soi compte tenu du rôle prépondérant de l'esthétisme dans notre société. Le rétablissement fonctionnel par le biais d'une prothèse complète amovible se doit donc de répondre à ces trois impératifs pour le patient. (15,29)

La prévalence des patients édentés totaux est en constante diminution, cela est à mettre en rapport avec le changement d'attitude des patients vis-à-vis des soins dentaires : diminution de l'anxiété, de la peur, rôle de la prévention dès le plus jeune âge, influence de l'information et de l'efficacité des traitements de la maladie carieuse et parodontale. Cependant, l'édentement total n'est pas une pathologie en voie de disparition et ce pour plusieurs raisons. Tout d'abord le vieillissement de la population s'avère inéluctable, très marqué jusqu'en 2035 puis s'atténuera sensiblement : en 2050, les plus de 60 ans représenteront 35% de la population, soit une augmentation de 85% par rapport à l'an 2000. L'augmentation de l'espérance de vie : en 2050, 3 fois plus de personnes seront âgées de plus de 75 ans et 4 fois plus seront âgées de plus de 85 ans. Une étude réalisée aux Etats-Unis révèle que si l'édentement total va diminuer de 10% par décennie, en raison du vieillissement de la population et de l'augmentation de l'espérance de vie, le besoin en prothèse adjointe complète va augmenter, passant de 33.6 millions en 1991 à 37.9 millions en 2020. (14)

Ainsi, l'ensemble de ces éléments nous conduit à une constatation essentielle : l'édentement total ne disparaîtra pas. (14)

La réalisation d'une prothèse amovible complète bimaxillaire comprend des étapes réalisées chez le chirurgien dentiste et d'autres chez le prothésiste réunissant ainsi deux aspects : la conception et la réalisation de la prothèse. L'informatique étendant son champ d'actions dans l'ensemble des domaines de la vie courante mais aussi dans le domaine médicale semble difficilement dissociable de l'activité du chirurgien dentiste de nos jours.

La conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO) est un ensemble de techniques et outils permettant de simplifier et d'automatiser les réalisations répétitives. Elle est née dans les années 70 dans le domaine de l'industrie et s'étend au domaine dentaire dans les années 80, avec les travaux de Duret et de Mormann sur la CFAO en odontologie. (6,7,8,9,10)

Dans le domaine de la prothèse dentaire, la CFAO désigne tous les équipements utilisés dans la chaîne numérique allant de la modélisation à la fabrication des prothèses dentaires, elle comprend, en amont, les équipements de numérisation 3D (scanners), et en aval, les équipements de fabrication à commande numérique. Les équipements de fabrication sont de deux types : les machines d'usinage (mise en forme par enlèvement de matière) et les machines de fabrication additive (mise en forme par ajout de matière). (3)

Le but de cette thèse est de faire état des moyens informatiques dans la conception et la réalisation d'une prothèse amovible complète bimaxillaire. Même si à l'heure actuelle, aucun système informatisé n'est commercialisé permettant de réaliser ce type de prothèse, des études ont été faites portant chacune sur différentes étapes dans la réalisation. Nous allons donc faire une synthèse des moyens informatiques existants ou en cours de développement permettant l'élaboration de ce type de prothèse.

2. Première séance clinique: examen du patient, signes cliniques (8,14,23, 29, 32)

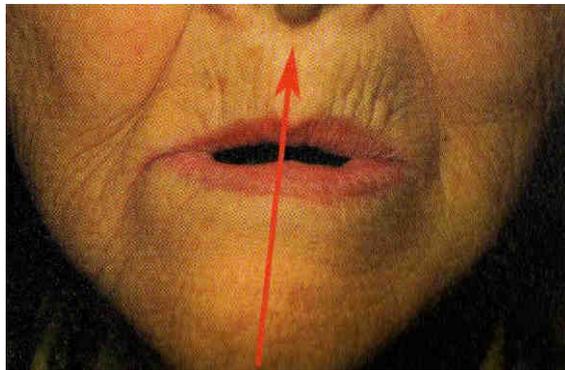
La première action qui se déroule lors de l'arrivée d'un patient dans un cabinet dentaire est l'élaboration du dossier du patient. Ce dossier médical personnalisé est informatisé, par le biais de logiciel tel que Visiodent. L'activité du praticien est gérée et organisée via un logiciel centralisateur de données. Le lien entre le cabinet dentaire et l'assurance maladie se fait via Internet, notamment via le site www.ameli.fr. Ainsi, avant même le début de tout acte, l'informatique dispose d'une place importante dans l'activité d'un cabinet.

Tout traitement de l'édenté total passe par la rencontre avec le patient : lors de cette étape, il est nécessaire de chercher à connaître quels sont ses motivations, ses espoirs. Le praticien doit chercher à évaluer son niveau de coopération et bien le renseigner sur ce qu'il est possible d'obtenir : une prothèse amovible ne peut remplacer de façon absolue les organes dentaires perdus. Il faut se renseigner sur l'origine de l'édentation, sur le passé pathologique de la personne. Cela permet de mieux cibler le degré d'adaptation du patient.

2.1. Examen exobuccal (14,23, 29, 32)

2.1.1. examen visuel

On observe la forme du visage, la valeur de l'angle goniale, la couleur des téguments, les rides et les taches tégumentaires de la peau ainsi que l'aspect musculaire extérieur: une musculature puissante nécessitera une prothèse plus performante. La photographie numérisée et archivée dans un dossier informatique constitue une aide précieuse pour la suite du traitement. L'examen de l'ouverture buccale et en particulier l'amplitude des mouvements ainsi que la capacité du patient à répéter le mouvement sont évalués. Le praticien peut ainsi mesurer le degré de difficulté de la prise d'empreinte.



Trajet d'ouverture-fermeture dévié vers la droite (29p7)

2.1.2. Apport des données numériques (1)

En phase pré-extractionnelle, il est possible de réaliser soi-même des photographies numériques permettant de recueillir des données, lesquelles serviront ultérieurement, notamment pour le choix de la forme ou de la teinte des dents. Il est aussi possible de numériser (via un scanner classique du commerce) des photographies argentiques du patient au moment où celui-ci était encore denté.

Lorsque le praticien réalise ces photographies, l'idéal est l'utilisation d'un appareil réflex numérique équipé d'un objectif dit « macro ». L'objectif macro permet un très grand rapprochement de l'appareil vers le sujet grâce à une distance limite de mise au point extrêmement faible. De plus, la focale de ces objectifs étant proche du zoom (les objectifs faisant référence sont d'une focale de 105mm), cela permet un grandissement supérieur au rapport 1:1. Le réflex numérique apporte plusieurs bénéfices. Le premier est le choix de la balance des blancs lors de l'enregistrement en format RAW (brut en anglais) lequel permet de définir une température de couleur pour se rapprocher au maximum de la couleur naturelle après la prise de la photographie (contrairement au JPEG disponible sur les appareils compacts et bridges

numériques avec lequel un changement de balance des blancs ne peut se faire après la prise).

Le deuxième bénéfice est la possibilité de choix de l'ouverture du diaphragme permettant de définir soi-même la plage de profondeur de champ que l'on souhaite obtenir.

Le troisième bénéfice est la possibilité de montée en sensibilité ISO (échelle de sensibilité des surfaces sensibles) du capteur numérique. Cela se traduit par un temps d'exposition abaissé permettant d'éviter les flous dus aussi bien aux mouvements du praticien (flou de bougé) qu'aux mouvements du patient (flou d'exposition). L'autre avantage de cette haute sensibilité est le fait de pouvoir éviter l'utilisation du flash annulaire lorsque celui-ci est utilisé uniquement pour un gain en termes de temps d'exposition. A noter que ce flash est parfois indispensable notamment pour obtenir une luminosité dans les zones sombres où la technique du Fill-In permet alors de déboucher les ombres.

Il existe deux catégories de reflexe numérique en fonction du type de capteur numérique: certains sont dits grand format, ce sont les capteurs Full Frame (les dimensions sont 24*36mm, équivalent au traditionnel format 35mm des appareils argentiques), les autres sont les capteurs petit format dits APS-C (en fonction des marques, la valeur de la focale doit être multipliée par 1.5 ou 1.6 pour obtenir l'équivalent en format 24*36). La sensibilité ISO peut être augmentée plus facilement sans présence de bruit (grain faisant diminuer le piqué et la résolution de l'image) lorsque l'espace entre les photosites (cellules réceptrices de la surface du capteur) augmente. Ainsi, les capteurs numériques Full Frame permettent une meilleure montée en sensibilité ISO que celle des capteurs APS-C.

2.2. Examen endobuccal (14,23 ,29,32)

On réalise successivement un examen visuel, puis un examen par palpations et enfin, un examen du jeu musculaire fonctionnel.

2.3. Examens complémentaires (14,23,29,32)

. Explorations biologiques et radiologiques : telle qu'une radiographie panoramique pour détecter une éventuelle dent oubliée, pathologie osseuse ou pathologie des articulations temporo-mandibulaires (ATM)

. Examen des anciennes prothèses : en bouche, on évalue le degré d'adaptation, la présence de parafonction ou de dysfonction du système manducateur

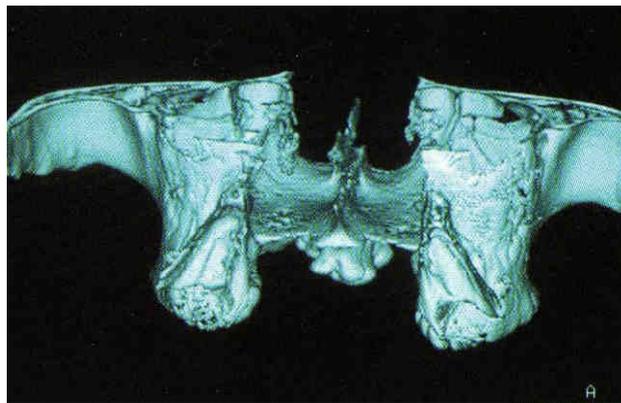
Ces prothèses permettent aussi d'évaluer le potentiel en termes de sustentation (en qualité et quantité) et de rétention pour les futures prothèses ainsi que de donner un aperçu du rapport maxillo-mandibulaire (RMM) du patient.

. Analyse fonctionnelle : pour reconnaître le degré de déficit fonctionnel du patient. Dans ce cas, l'analyse sur articulateur de la cinématique mandibulaire peut s'imposer.

2.4. Contribution de l'informatique (3,14,39)

2.4.1. Analyse des tissus (3,14)

A partir de l'imagerie au format DICOM 3D obtenue par tomographie ou par conversion d'un IRM, le logiciel peut construire un modèle 3D du maxillaire ou de la mandibule du patient.



Scanner 3D préchirurgical, permettant l'analyse qualitative et quantitative des tissus. (14p45)

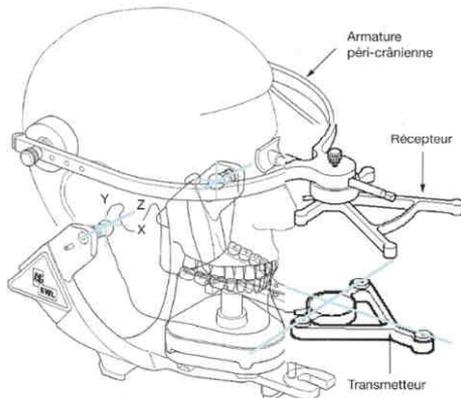
2.4.2. Analyse de la cinématique mandibulaire (39)

. Dans le cadre de l'examen des ATM, il est possible de réaliser une exploration fonctionnelle des ATM. L'axiographie se fait grâce à un programme informatique comme avec l'arcus Digma (de chez Kavo).



Arcus Digma: le matériel (39)

L'Arcus Digma utilise des ultrasons qui passent d'un transmetteur fixé à la mandibule via un arc mandibulaire à un récepteur fixé à la boîte crânienne via une armature péri-crânienne.



Vue schématique du transmetteur et récepteur en place sur le crâne. (39)



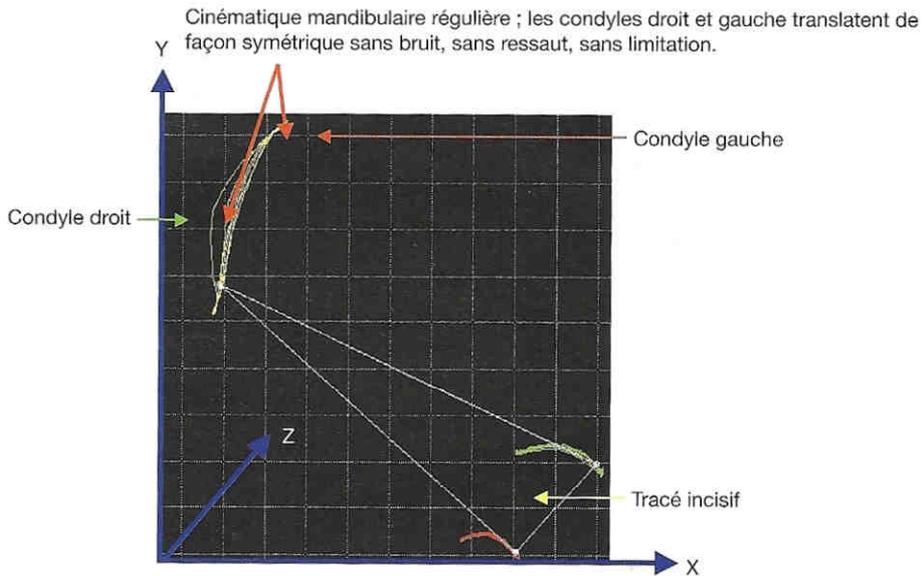
Matériel en place sur le patient (39)

La présence de 3 points d'émissions au niveau du transmetteur ainsi que 4 de réceptions au niveau du récepteur permet l'analyse de 12 tracés de mesure 50 fois par seconde à la fréquence de 40hz. Le principe physique permettant de modéliser le mouvement mandibulaire est l'effet Doppler (modification de la longueur d'onde émise par une source lors de son déplacement).

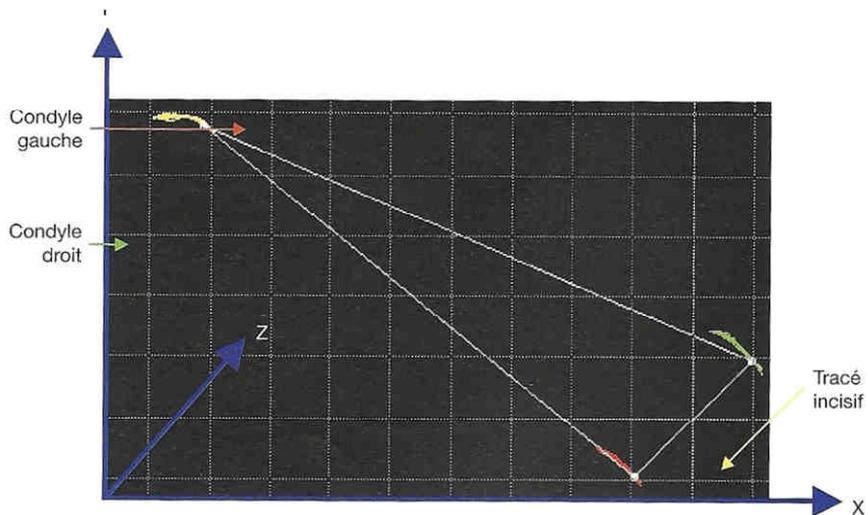
Les mouvements à réaliser sont les suivants:

- . 3 mouvements d'abaissement/élévation
- . 3 mouvements de propulsion/rétropulsion
- . 1 mouvement de diduction droite
- . 1 Posselt sagittal puis un Posselt frontal et enfin 1 arc gothique

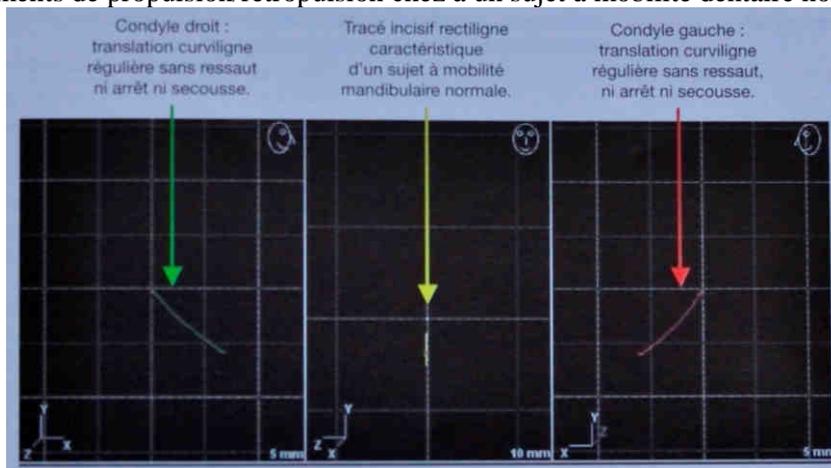
Les tracés en vert correspondent au condyle droit, ceux en rouge au condyle gauche et ceux en jaune au tracé incisif. Ils sont donc réalisés sur des patients dentés. Mais il est possible de réaliser le même examen chez l'édenté total lorsque celui-ci porte ses prothèses ou des maquettes d'occlusion.



Tracé d'ouverture/fermeture chez un sujet à mobilité mandibulaire normale (39)



Mouvements de propulsion/rétropulsion chez un sujet à mobilité dentaire normale.(39)

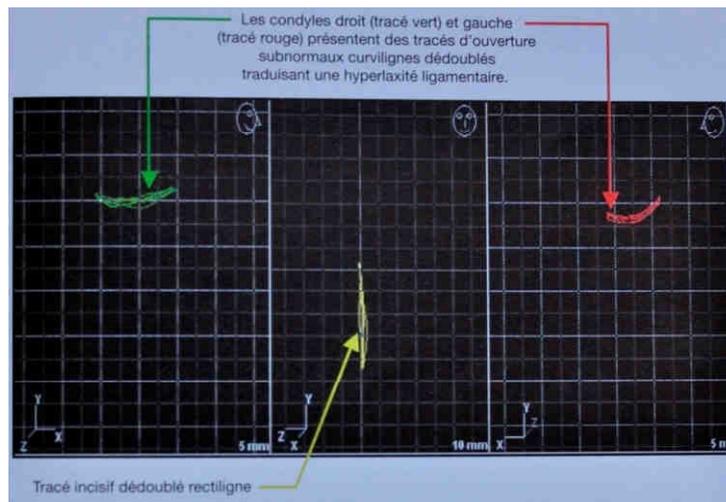


Sujet à mobilité normale, vue frontale. Tracés obtenus en propulsion : curvilignes, réguliers, harmonieux, sans arrêt, ni ressaut, ni secousse. (39)

L'arcus Digma permet ainsi de définir le stade de dérangement interne de l'articulation temporo-mandibulaire du patient dans une classification établie en 4 grades.

. Grade I : désunion partielle avec réunion bouche ouverte

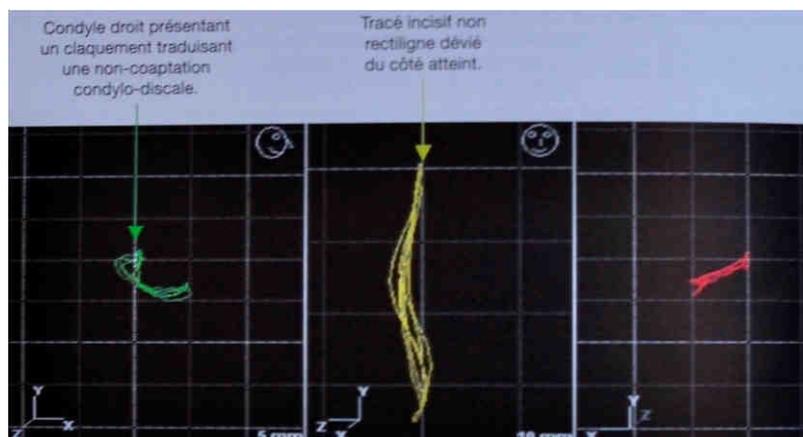
En intercuspidie maximale, il n'y a plus de contact entre la tête condylienne et les bourrelets discaux, celle-ci s'appuie uniquement contre le bourrelet postérieur du disque. Le claquement est précoce, de faible intensité.



Grade I en vue frontale: tracés obtenus en ouverture : subnormaux, curvilignes, dédoublés, traduisant une hyperlaxité articulaire (39)

. Grade II: désunion totale avec réunion bouche ouverte

En intercuspidie maximale, la tête condylienne se positionne à l'arrière du disque. Le claquement est net, constant et réciproque.



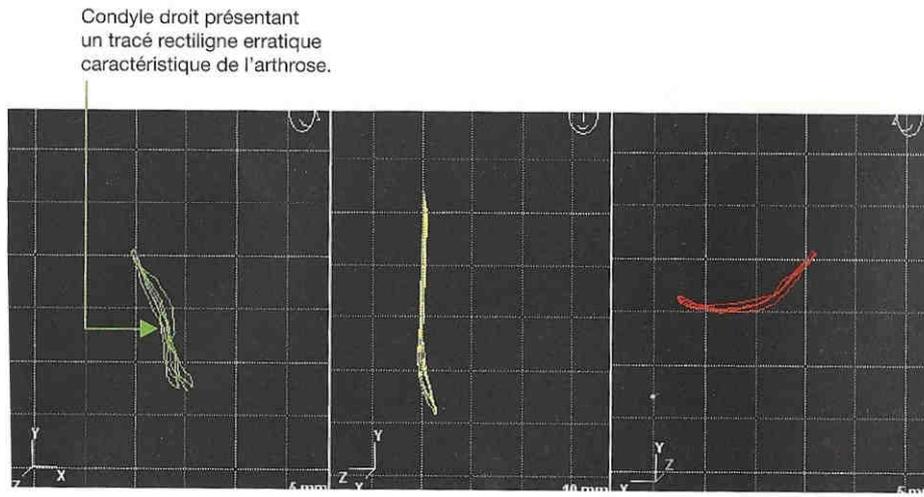
Grade II en vue frontale: tracés en ouverture/fermeture: claquement net, constant et réciproque proche de l'OIM, ouverture en baïonnette déviée du côté atteint (le côté droit) (39)

.Grade III: désunion totale sans réunion bouche ouverte

Il n'y a pas de réunion condylo-discale au cours de la cinématique mandibulaire.

. Grade IV: l'arthrose

Il y a un remodelage important des structures articulaires, la fonction est partiellement limitée et des crépitements sont palpables lors du diagnostic.



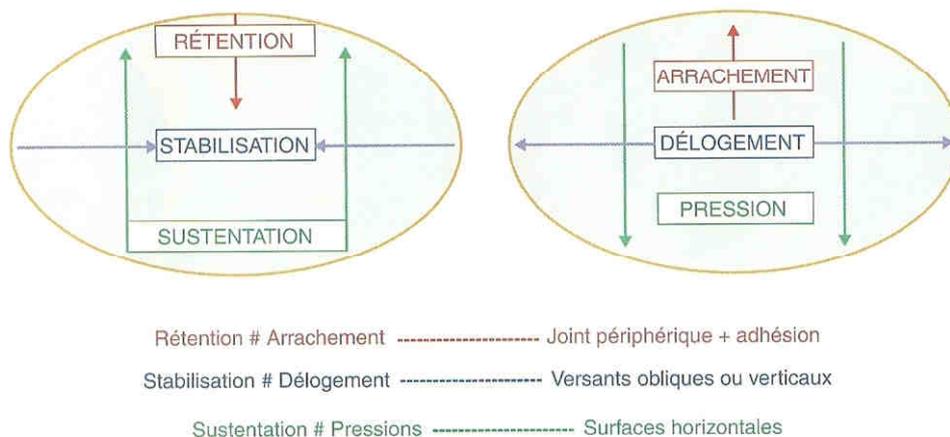
Grade IV : arthrose (39)

3. Empreinte primaire (14,16,29,32)

3.1. technique classique (14,16,29,32)

. Il s'agit de la deuxième séance clinique

. Le but des empreintes en prothèse complète est de confectionner de façon la plus précise possible la base prothétique, laquelle doit répondre à la triade mécanique de rétention, stabilisation et sustentation.



Les 3 impératifs auxquels doivent répondre les empreintes. (16)

Dès l’empreinte primaire, les limites prothétiques sont enregistrées. La stabilisation et la sustentation sont en rapport direct avec l’étendue de la surface de contact prothétique et la prise en compte des éléments anatomiques favorables.

L’enregistrement de la surface d’appui primaire ne peut se faire que de façon strictement mucostatique afin de répondre à cette double exigence : rétention d’une part, et pérennité du volume crestal d’autre part. Cette surface d’appui ne doit être sollicitée que lors de la fonction. Deux matériaux sont principalement utilisés : le plâtre et les alginates. Ces empreintes sont réalisées grâce au porte empreinte et quelque soit le matériau à empreinte utilisé, il doit avoir une forme anatomique, homothétique de l’arcade, et englober complètement la surface à reproduire sans aucune distension des organes paraprothétiques provoquée par ses bords ou son élément de préhension. On commence par l’empreinte mandibulaire permettant une mise en condition psychologique avant celle du maxillaire qui est plus désagréable.

3.2. Apport de l’informatique (10,11) :

Il n’existe à l’heure actuelle aucun moyen de remplacer les empreintes primaires pour la conception de PEI. Les empreintes en bouche ne sont actuellement pas possible pour une arcade complète (10). Les travaux réalisés portent surtout sur la prise d’empreintes d’une partie de l’arcade dans le cadre de la réalisation de solution fixée unitaire tel que pour le Cerec(21). La cause principale est la difficulté d’enregistrement de la morphologie des tissus mous des crêtes édentées (11). D’après Duret (11), la prise d’empreintes deviendra ondulatoire et utilisera majoritairement des rayonnements optiques. La prise d’empreintes optique évoluera du mode statique (comme sur le Cerec) au mode dynamique (on filmera au lieu de prendre des photos). A partir de ce film, le logiciel reconstruira en 3D les volumes. Peut-être sera-t-il possible de s’affranchir de cette empreinte ?

4. Empreinte secondaire (14,16,29,32)

4.1. Généralités (14,16,29,32)

L’empreinte secondaire est une empreinte dynamique ou anatomo-fonctionnelle réalisée à l’aide du porte empreinte individuel lui-même réalisé par le laboratoire de prothèse suite à l’empreinte primaire. Elle a pour but d’enregistrer les volumes osseux et la fibro-muqueuse lors de l’application de contraintes et des mouvements fonctionnels via les tests de Herbst.

L'efficacité des prothèses dépend des trois impératifs mécaniques fondamentaux directement liés à la qualité des empreintes primaires et secondaires déjà cités: sustentation, rétention et stabilisation.

Pour cela, les objectifs spécifiques à l'empreinte secondaire sont : d'enregistrer de manière très précise les reliefs morphologiques, les caractéristiques physiologiques de la surface d'appui (comportement viscoélastique et hémodynamique de la muqueuse) ; évaluer de manière fine les volumes des zones de réflexion ; assurer simultanément le libre jeu des organes paraprothétiques et le joint périphérique.

4.2. Apport de l'informatique (3,21,25,40,45)

Aucune technique informatique ne permet de s'affranchir des techniques traditionnelles pour la réalisation des empreintes secondaires. En revanche, une fois cette empreinte secondaire réalisée, il est possible de numériser l'empreinte réalisée ou bien encore de numériser le moulage en plâtre issu de cette empreinte secondaire. A l'issue de cette numérisation, le logiciel de CAO permet de travailler sur les données acquises.

4.2.1. La numérisation des données morphologiques du patient. (3)

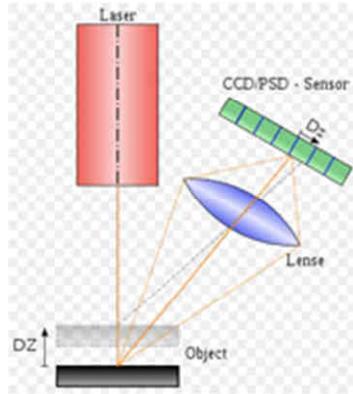
Cette acquisition de données se fait par la numérisation 3D par balayage qui peut être définie comme un procédé permettant de mesurer les formes de la surface d'un objet pour en créer un fichier informatique utilisable dans un ordinateur. Ce fichier informatique est appelé "modèle numérique 3D" de l'objet numérisé. Les équipements de numérisation 3D utilisés fonctionnent en utilisant les senseurs mécaniques, la technologie laser, la lumière structurée ou les procédés photogram-métriques. Aujourd'hui, la numérisation 3D des modèles en plâtre est la pratique la plus courante. Ce procédé éprouvé est le point d'entrée dans le processus numérique de conception et fabrication assistées par ordinateur des prothèses dentaires.

4.2.2. Principes de fonctionnement des scanners (3,21,25,40,45)

La capture 3D des plâtres ou des empreintes dentaires recourt essentiellement à la numérisation optique sans contact par balayage laser, par projection de lumière structurée ou par holographie conoscopique: ces scanners sont dits sans contacts actifs.

À partir d'une position donnée par rapport à l'objet à numériser, l'appareil projette un rayonnement sur une section de la surface de l'objet.

Chaque point de la surface touchée par source lumineuse est capté par une caméra intégrée au numériseur et les coordonnées X, Y, Z ainsi que l'intensité de chacun de ces points sont enregistrées dans la mémoire de l'ordinateur qui contrôle le scanner. Cette opération est répétée des millions de fois à la seconde, ce qui génère un fichier très dense de points X, Y, Z de la surface à numériser, appelé nuage de points. Ce fichier est affiché à l'écran de l'ordinateur et montre la forme tridimensionnelle de la surface numérisée.

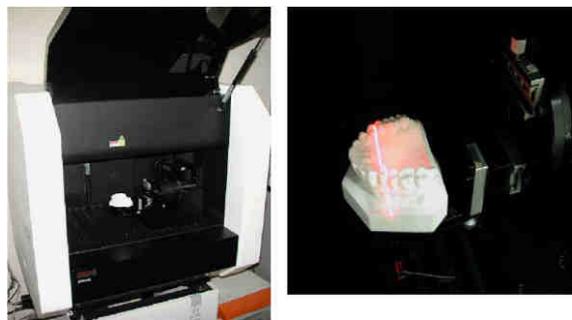


Principe d'un détecteur utilisant la triangulation laser. Deux positions de l'objet sont montrées.

(3)

L'opération de numérisation d'une section de la surface de l'objet est répétée à partir de points d'observations différents de celui-ci, et cela, autant de fois qu'il est nécessaire pour en couvrir toute la surface, en prenant soin d'avoir une zone commune pour chaque image 3D. Ces images 3D individuelles ainsi captées sont par la suite fusionnées, à l'aide d'un logiciel qui utilise les zones communes de chacune d'elles, pour assembler de façon très précise le modèle numérique 3D. Le logiciel permet aussi d'éliminer les points redondants dans les zones communes de façon à obtenir une couche de points 3D de densité homogène sur toute la surface de l'objet.

Les scanners prennent la totalité de la surface du modèle grâce à un mécanisme qui permet de faire tourner le modèle dans les trois sens de l'espace. La qualité de la reconstruction 3D dépend de la distance existante entre chaque point scanné, c'est ce qu'on appelle la résolution.



Moulage dans système scanner laser, et laser en application (40)

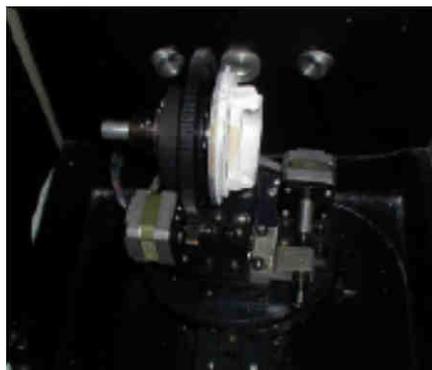
4.2.3. Techniques de numérisation 3D (3)

Différents types de sources de rayonnement sont utilisés. Les deux sources principalement utilisées pour la numérisation de modèles ou d'empreintes sont le faisceau laser de faible intensité et la lumière structurée.

4.2.3.1. Triangulation laser (3,45,25)

Le scanner balaie la surface du sujet avec un rayon laser et utilise une caméra numérique pour analyser les distorsions du rayon au fur et à mesure de sa progression.

Cette technique est appelée triangulation parce que le point laser, la caméra et l'émetteur laser forment un triangle. Ce procédé produit des lignes dans les trois sens de l'espace qui assemblées en centaines de triangles forment l'image tridimensionnelle.



Scanner laser 3D (45) avec moulage issu d'empreintes secondaires

4.2.3.2. Lumière structurée (3)

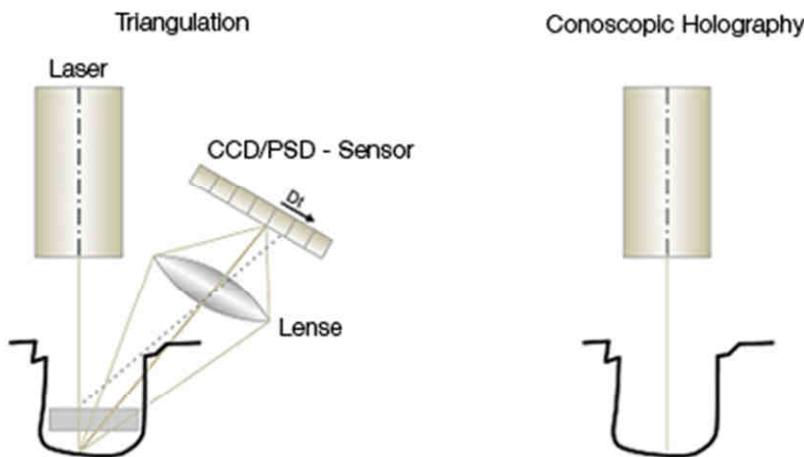
Le scanner à lumière structurée projette un motif lumineux (projection de franges de lumières) sur le sujet et en observe la déformation. L'image est projetée sur le sujet à l'aide d'un vidéoprojecteur LCD (Liquid Cristal Display, soit affichage à cristaux liquides) ou laser. Une caméra, légèrement décalée du projecteur, enregistre son éventuelle déformation. Une technique similaire à la triangulation est utilisée pour calculer la distance, et donc la position des points la représentant. Le motif balaie le champ de vision afin d'enregistrer les informations relatives aux distances.

Le point fort des scanners 3D à lumière structurée est leur rapidité. Au lieu de scanner une bande à la fois, ils peuvent scanner l'ensemble du champ de vision.

4.2.3.3. Holographie conoscopique (3)

L'holographie conoscopique est une nouvelle technique utilisée pour enregistrer des hologrammes en lumière incohérente au moyen d'un cristal monodirectionnel. La reconstruction est réalisée en utilisant un faisceau laser et un filtre spatial pour bloquer les fréquences indésirables. Cela produit un hologramme dont la période des franges de diffraction donne très exactement la distance du point mesuré. Les modules de mesure conoscopique sont robustes et peu sensibles, notamment aux différences de températures.

Par rapport aux techniques de capture 3D par triangulation, en holographie conoscopique les faisceaux projetés et réfléchis empruntent respectivement la même trajectoire linéaire en direction et à partir de l'objet scanné. Cette technique permet la mesure d'angles prononcés (jusqu'à 85°) et de cavités profondes, caractéristiques des empreintes dentaires.



Technique holographique (3)

4.2.4. Modélisation des nuages de points (3)

Les nuages de points produits par des scanners 3D ne sont bien souvent pas utilisables tels quels. La plupart des applications ne les utilisent pas directement, mais se servent à la place d'une modélisation 3D.

Dans le cadre d'une modélisation polygonale 3D, cela consiste à déterminer et à relier des points adjacents afin de créer une surface triangulée continue de l'objet numérisé.

La plupart des fabricants de scanners pour le dentaire intègre un logiciel tiers de traitement des nuages de points et de conversion en fichiers STL (STéréoLithographie) exploitables directement par les logiciels de CAO basés sur la modélisation polygonale ou par les machines de fabrication additive.

Pour la modélisation basée sur les Nurbs (Non Uniform Rational B-Spline), cela consiste à générer des surfaces lisses approximant le nuage de points de l'objet numérisé. Cette technique de reconstruction 3D permet de créer des formes gauches par des équations simples plutôt que des dizaines, des centaines (ou plus) de facettes, avec un rendu plus lisse que les polygones.

4.2.5. Définitions (3)

Modèle polygonal

Représentation informatisée de la forme complète d'un objet sous forme de facettes triangulaires adjacentes épousant la forme de l'objet numérisé. Les arêtes des facettes sont créées par les lignes qui réunissent les points issus du procédé de création de la forme numérique de l'objet.

Modèle NURBS (Non Uniform Rational B-Spline)

Représentation informatisée de la forme complète d'un objet par des surfaces 3D définies par des courbes vectorielles (B-Spline) formant un maillage déformable et permettant un rendu plus lisse que les polygones.

Modèle numérique tridimensionnel (3D)

Représentation informatisée de la forme complète d'un objet, issue du procédé de numérisation ou de modélisation 3D. Cette représentation peut être sous forme d'un nuage de points, sous forme de facettes triangulaires adjacentes dont les côtés sont formés par les vecteurs reliant les points du nuage, sous forme de surfaces 3D définies par des courbes vectorielles formant un maillage et qui reliées entre elles forment un solide.

Nuage de points

Ensemble de points prélevés par balayage de la surface d'un objet dont les coordonnées X, Y, Z sont calculées dans un système de référence commun. Cet ensemble de points représente la forme, en version numérique, de la surface balayée de l'objet.

Reconstruction 3D

Un scanner 3D mesure le positionnement d'un échantillonnage de points dans un système de coordonnées (nuage de points) de la surface d'un sujet pour ensuite en extrapoler la forme à partir de leur répartition ; ce procédé est appelé une reconstruction 3D. L'image produite est basée sur une série de données composées des coordonnées positionnant chacun des points échantillonnés par rapport au scanner 3D.

Réfectivité

Facteur de réflexion d'une couche matérielle d'épaisseur telle que le facteur de réflexion ne changera pas lorsqu'on augmente cette épaisseur (capacité d'une surface à retourner un signal lumineux émis - vers le capteur).

4.2.6. CFAO et standards numériques (3,18)

4.2.6.1. Standard STL (3, 18)

Le format de fichier 3D STL est né il y a un peu plus de 20 ans, avec l'arrivée des techniques de fabrication additive par empilement de couches 2D. La première technique, commercialisée par la société 3D Systems, fût la stéréolithographie (technique de polymérisation de résine par laser) d'où l'abréviation STL. Depuis, le format STL est devenu un standard industriel pour la production par procédés aditifs de prototypes, d'outillages et de pièces, à partir de représentations 3D par triangulation.

Les systèmes de numérisation 3D, utilisés en début de chaîne numérique par les prothésistes pour digitaliser les modèles en plâtre réalisés à partir des empreintes dentaires du praticien, ou pour digitaliser directement l'empreinte, génèrent un maillage de points. Puis, les points sont reliés entre eux pour constituer un modèle 3D par triangulation. Le modèle 3D, assimilé à un ensemble de polygones, est décrit par la liste des sommets et des arêtes. L'orientation des polygones permet de différencier l'extérieur et l'intérieur du modèle. La liste des sommets, des arêtes et de leur orientation est écrite en code Binaire ou ASCII (American Standard Code for Information Interchange) pour être transférée vers les logiciels de modélisation 3D, sous le nom de format de fichier STL. Dans le cas de la numérisation 3D intra-buccale, le contexte technique reste le même. Il s'agit toujours d'un procédé qui génère un maillage de points reliés entre eux pour constituer une modélisation 3D par triangulation.

Le fichier de polygones, généré à partir du maillage de points acquis lors la capture 3D (fichier STL), est ensuite importé dans le logiciel de CAO dentaire pour concevoir les restaurations.

4.2.6.2. Norme STEP (3)

La norme STEP (norme pour l'échange de données de produit - **S**tandards for the **E**x-change of **P**roduct data), est la norme d'échange de données de produits en vigueur dans l'industrie. Elle fournit un mécanisme qui est capable de décrire les données de produits sur l'ensemble du cycle de vie, indépendamment du système employé. De par sa nature, cette description est adaptée non seulement à l'échange de fichiers neutres, mais également comme base pour appliquer et partager des bases de données de produits et pour l'archivage.

La recherche d'échanges efficaces de données à l'aide de STEP a conduit à des améliorations des algorithmes centraux de modélisation des systèmes en CAO, à des modèles de pratiques de développement et à la qualité d'ensemble des données de produits.

4.2.6.3. Norme DICOM (3, 19)

DICOM (**D**igital **I**maging and **C**ommunications in **M**edicine - imagerie numérique et communications en médecine) est une norme qui vise à réglementer le format des images médicales à des fins de transfert. Des travaux sont en cours pour créer la norme DICOM 3D visant à réglementer la génération de modélisations 3D à partir d'images DICOM. La dentisterie commence à adopter la norme DICOM 3.0 pour l'imagerie numérique dentaire, mais elle n'est pas encore répandue uniformément.

5. Enregistrement des rapports intermaxillaires (4^{ème} séance clinique) (5,14,17,26,30,32)

Chez l'édenté total, il n'existe aucune référence dentaire antérieure sur laquelle se fonder pour confectionner l'intercuspidation maximale : celle-ci ne peut que se référer aux déterminants postérieurs et être réalisée en relation mandibulo-crânienne centrée. L'enregistrement se fait grâce aux maquettes d'occlusion issues de l'empreinte secondaire. Elles sont réalisées à l'aide de matériaux durs et rigides, transmettant ainsi les forces exercées lors de la pression occlusale aux surfaces d'appui. Elles préfigurent l'encombrement et la forme des futures prothèses. Ces bases d'occlusions sont ensuite transférées sur un articulateur.

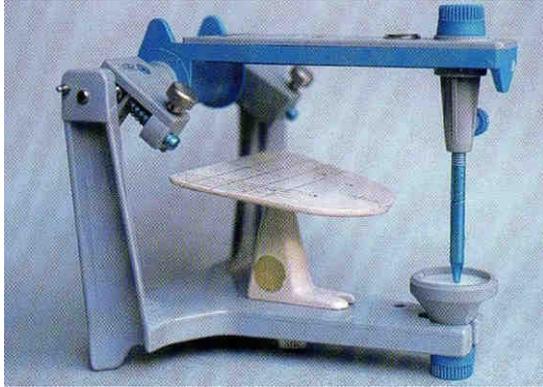
5.1. Les rapports intermaxillaires (ou rapport mandibulo maxillaire RMM) en PAC (14,17,30,32)

Les rapports intermaxillaires disposent de deux composantes, une première composante verticale : la dimension verticale d'occlusion (DVO), une deuxième composante horizontale et frontale : la relation centrée.

Le rapport intermaxillaire préfigure la future occlusion prothétique en intercuspidation maximale, point de départ et d'aboutissement des cycles masticatoires. De plus, il sert de support à la déglutition des liquides notamment la salive, ainsi qu'à la phonation.

5.2. Transfert du modèle supérieur sur l'articulateur (5, 14,17,26,30,32)

Le but de cette manœuvre est de situer le modèle secondaire maxillaire par rapport à la géométrie de l'articulateur (par rapport à la base du crâne et par rapport à l'axe charnière). Le transfert dépend à la fois de l'esthétique et de la fonction.



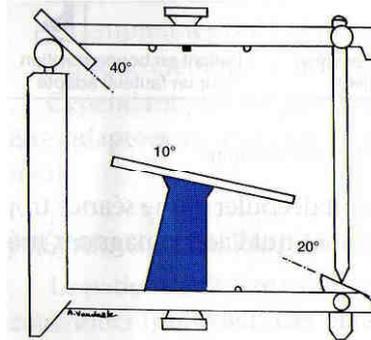
Articulateur Quick Master de chez FAG (14p113)



Boitier condylien B3 du Quick Master avec vis de propulsion (1) et système de blocage en centrée (2) (14p115)

Dans le cadre d'une technique classique, nous choisirons ici un articulateur anatomique semi-adaptable de deuxième génération de type arcon, basé sur des valeurs moyennes : le « quick master », réglé à 40° de pente condylienne, 15° d'angle de Bennett, avec une table incisive réglable (table de montage à 10°). Le plan de Francfort passe par les porions, bord supérieur des méats acoustiques externes et point infra-orbitaire, c'est un plan anthropologique historique ne présentant actuellement que peu d'intérêt. Le plan axio orbitaire : point condylien droit et gauche, point infra orbitaire gauche, est le plan de référence pour l'utilisation d'un arc facial.

La valeur de 40° du trajet condylien en propulsion, par rapport au plan horizontal de référence qui est le axio orbitaire est la valeur la plus évoquée dans la littérature. L'angle de Bennett (inclinaison du trajet condylien vers l'intérieur) à 15° permet une bonne adaptabilité pour le relief occlusal. Le plateau incisif réglable permet la semi-adaptabilité. L'inclinaison de la table de montage de 10° vers l'avant est due à l'architecture de l'articulateur qui est réalisée par référence au plan axio orbitaire. Cette table est parallèle au plan de Camper. Les 10° correspondent donc à une valeur moyenne, celle de l'angulation entre le plan de Camper et du plan de Francfort.



Représentation schématique de l'articulateur avec les valeurs moyennes utilisées. (30p8)

5.3. Dimension verticale (5,14,17,26,30)

- . Le terme de dimension verticale est la hauteur de l'étage inférieur de la face, c'est-à-dire la distance entre le point sous-nasal et le gnathion.
- . La dimension verticale de repos est la hauteur de l'étage inférieur de la face, lorsque tous les muscles du visage sont au repos.
- . La dimension verticale d'occlusion est la hauteur de l'étage inférieur de la face lorsque le sujet réalise l'occlusion d'intercuspidation maximale entre ses arcades.
- . L'espace libre d'inocclusion est un espace de 1 à 3mm entre les molaires quand le sujet est en posture de repos.
- . Cela se résume par l'équation suivante :
 Dimension verticale de repos = dimension verticale d'occlusion + espace libre d'inocclusion.

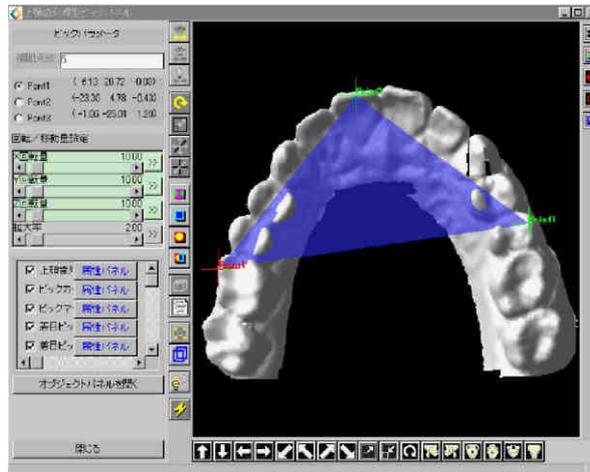
5.4. Technique informatique d'enregistrement des rapports:

5.4.1. Par tomographie ou IRM (3)

A partir de l'imagerie au format DICOM 3D obtenue par tomographie ou par conversion d'un IRM, le logiciel peut construire un modèle 3D du maxillaire ou de la mandibule du patient et modéliser les déplacements.

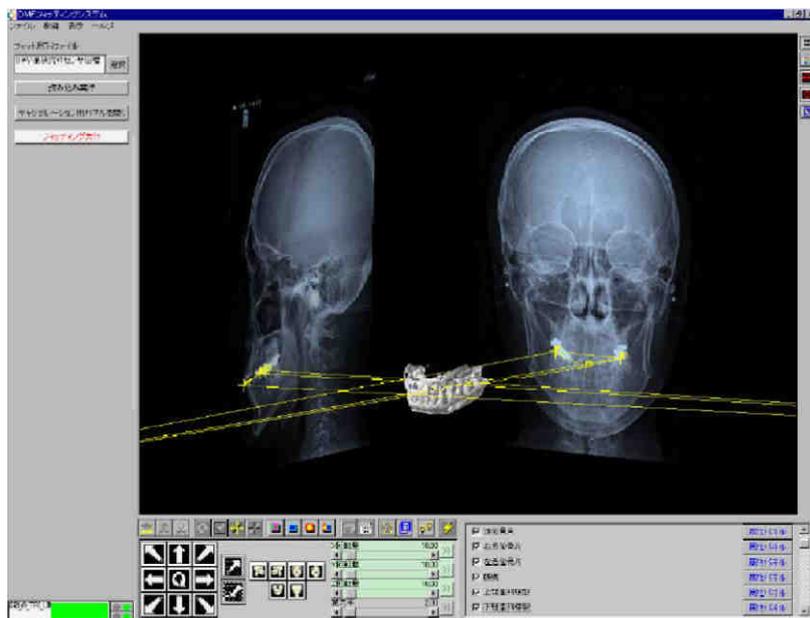
5.4.2. Par céphalogramme (40)

Une autre méthode consiste à travailler à l'aide de céphalogramme réalisé lorsque le patient est en relation centrée. Les deux moulages sont numérisés en relation centrée. On sélectionne sur le logiciel trois points du modèle 3D du moulage maxillaire numérisé, cela permet de former un triangle plat. Ces trois points choisis doivent être facilement repérables sur le céphalogramme.



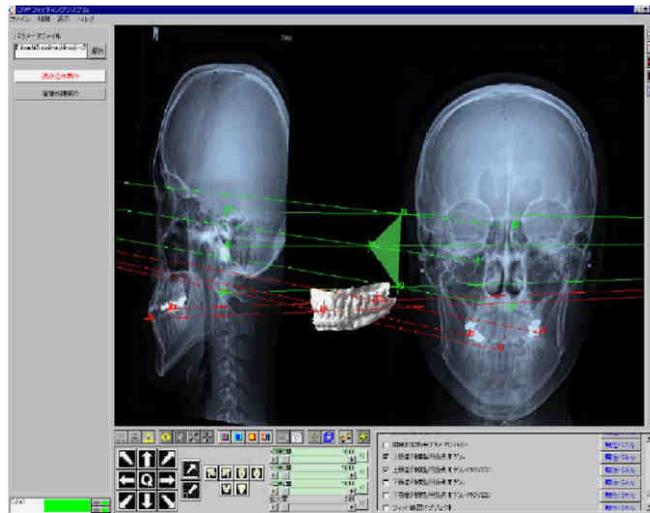
Triangle obtenu après sélection de trois points (40)

Une fois ces trois points repérés sur le logiciel, ils sont sélectionnés sur les céphalogrammes frontal et latéral. La correspondance entre les deux plans permet alors l'intégration 3D du céphalogramme et de du moulage.



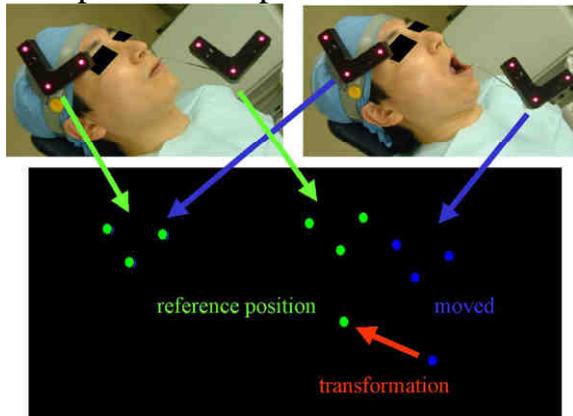
Correspondance entre les 3 points mandibulaires et leur emplacement sur le céphalogramme (40)

Il est alors possible de faire correspondre sur le logiciel les coordonnées issues du céphalogramme avec des données issues d'un système utilisant des diodes LED permettant l'enregistrement des mouvements mandibulaires.

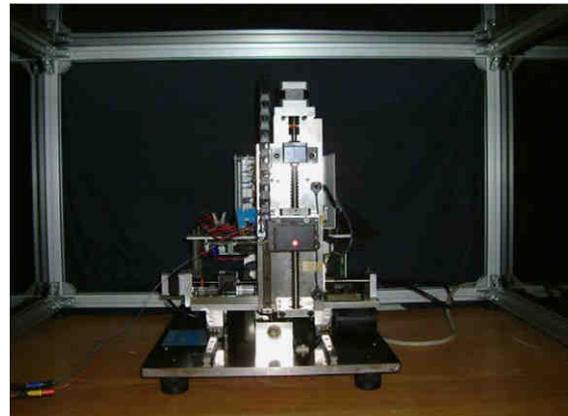


Coordination entre les données du système LED et du céphalogramme. (40)

Le système d'émission est constitué par deux émetteurs disposants chacun de 3 diodes LED ; un émetteur est fixé à la tête, l'autre à la mandibule. Une caméra à capteur CCD enregistre les déplacements et les positions relatives de chacun des trois points émis par chacun des éléments émetteurs.



Enregistrement des coordonnées de déplacement mandibulaires par rapport à la position de référence. (40)



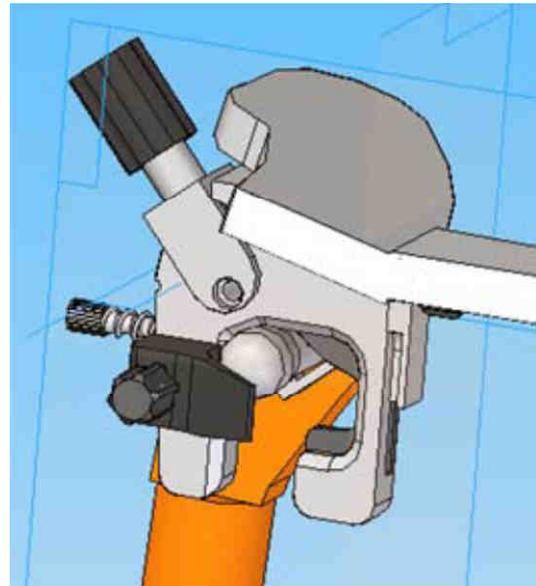
Caméra CCD captant les émissions des diodes LED (40)

5.4.3. Par un articulateur virtuel (37)

Il est possible de créer un articulateur virtuel sur la base d'un articulateur existant (1,37). Certaines parties de cet articulateur sont scannées (ici, à l'aide du scanner Handyscan), d'autres modélisées.

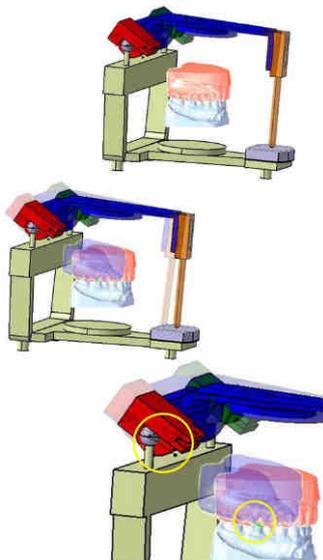


Processus de modélisation du Stratus 200 (37)

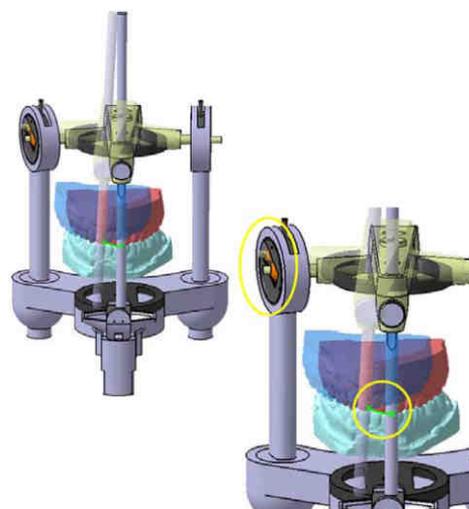


Modélisation de l'ATM sur le Stratos 200 (37)

Une fois l'articulateur modélisé, la position du modèle maxillaire est scannée en utilisant l'arc facial permettant de localiser la position du modèle maxillaire sur l'articulateur virtuel. Le modèle mandibulaire est alors positionné en relation centrée. Il est alors possible de simuler les mouvements de l'articulateur réel.



Simulation de protrusion du Henar Mark II (37)



Simulation des mouvements latéraux du Hanau H2 (37)

6. Choix des dents artificielles et montage des dents (14,30,32,36)

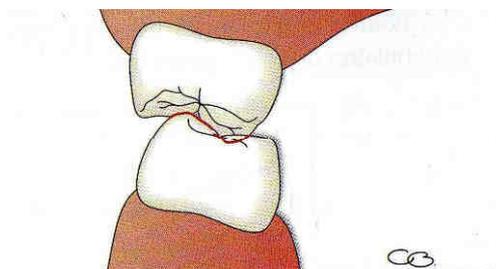
Le choix des dents artificielles antérieures et postérieures est conditionné par des considérations esthétiques et fonctionnelles. Le choix des dents est sous la responsabilité du chirurgien dentiste. La prothèse doit satisfaire le patient et rester parfaitement crédible en fonction de son âge, de son sexe et de sa personnalité. Ce choix et ce montage se font en deux étapes : le choix et le montage des dents antérieures qui vont conditionner le montage esthétique puis une fois celui-ci validé, le choix et le montage des dents postérieures.

6.1. Le schéma occlusal (14,30,32,36)

Le schéma occlusal correspond à l'organisation et à la répartition des contacts occlusaux s'établissant entre les dents antagonistes à la fois en occlusion d'intercuspidie maximale et lors des mouvements excentrés.

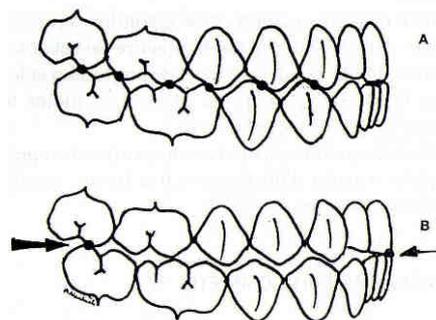
L'occlusion bilatéralement équilibrée est un schéma occlusal avec pour caractéristiques:

. En occlusion d'intercuspidie maximale: une absence de contact entre les dents antérieures, des contacts entre les dents postérieures impliquant ou non l'ensemble des cuspidés d'appui :



Contacts cuspidés d'appui vestibulaire inférieures et palatine supérieures et fosses centrales antagonistes lors de l'intercuspidation maximale. (30p105)

. Lors des mouvements excentrés: des contacts et des glissements entre l'intégralité ou non des versants cuspidiens des dents postérieures, et des bords libres des dents antérieures:



Contact occlusaux en propulsion:

A: contacts généralisés

B : contacts en trépied de Devin (30p106)

C'est le schéma occlusal le plus souvent utilisé en prothèse adjointe complète.

L'occlusion bilatéralement équilibrée généralisée est caractérisée par des contacts entre l'ensemble des versants cuspidiens des dents postérieures, elle se retrouve dans les montages de Gysi et de Hanau

L'occlusion bilatéralement équilibrée non généralisée se retrouve dans les montages d'Ackermann et de Strack.

6.2. Principes du montage de Gysi: (14, 30,36)

Il utilise des dents anatomiques avec une pente cuspidienne de 33° . En relation centrée, les rapports sont: cuspide-embrasure au niveau prémolaire et cuspide-fosse au niveau molaire. Ces rapports sont stabilisants, égaux de chaque côté, sans le contact des dents antérieures. Le glissement depuis la relation centrée jusqu'au bout-à-bout incisif se fait sans perte de contact des molaires et prémolaires antagonistes. En latéralité, les contacts sont équilibrants du côté non travaillant lors d'une pression fonctionnelle exercée du côté travaillant. Lors de la mastication unilatérale d'un aliment, les prothèses sont stables quand la résultante des forces appliquées aux dents est à l'intérieur de l'aire de sustentation des bases. (fig .C)

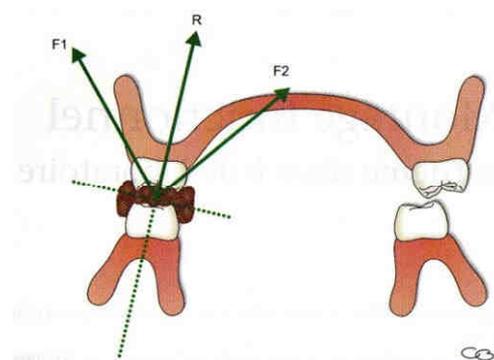
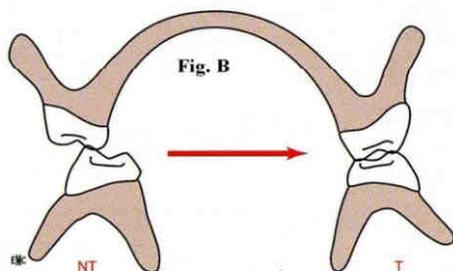
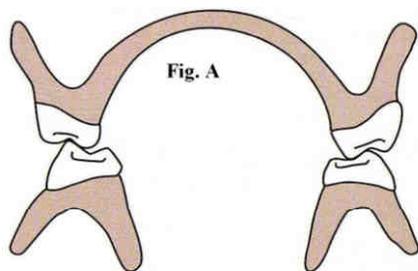


Fig C. Stabilité en mastication
(30p88)

Articulé équilibré en latéralité:
unilatérale

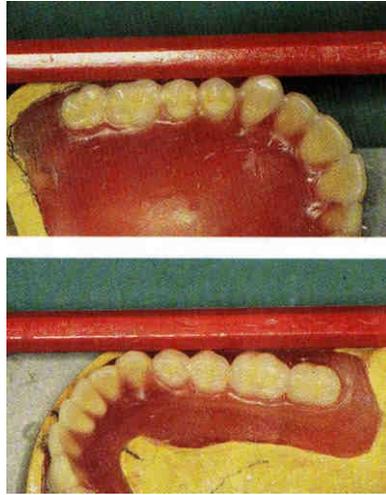
Fig A (Relation Centrée): contacts cuspidés-fosses

Fig B (Latéralité):

.T: côté travaillant: contact de 4 cuspidés de même nom

.NT: côté non travaillant: contact de 2 cuspidés de nom opposé
(sinon appelé côté équilibrant) (36)

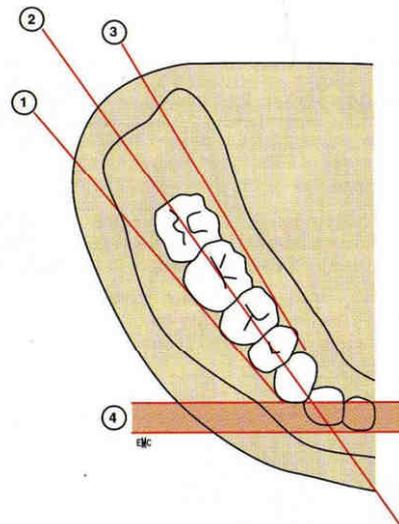
Les prémolaires ne doivent pas déborder vestibulairement la ligne joignant face vestibulaire de la canine et cuspide mésio-palatine de la première molaire (ligne vestibulaire de Gysi).



Ligne vestibulaire de Gysi (36)

La pente cuspidienne est proportionnelle au relief des crêtes, en fonction de laquelle varie l'inclinaison de la table incisive.

Les dents doivent être montées dans la zone neutre où les forces centrifuges transmises par la langue et les forces centripètes de la musculature labiojugale s'équilibrent. Les dents mandibulaires doivent se situer en deçà de la ligne de Pound:



Repères du montage mandibulaire. (36)

- 1: ligne vestibulaire de Gysi
- 2: ligne guide (ligne de crête)
- 3: ligne de Pound
- 4: aire de sustentation antérieure

Ce montage est indiqué chez les patients dont le comportement neuromusculaire, la qualité des surfaces d'appui, la stabilité articulaire, sont physiologiques. Ce montage est adapté aux montages en classe I et en classe III.

6.3. Aide de l'informatique pour le choix et le montage des dents, conception assistée par ordinateur. CAO (3,19)

La plupart des logiciels de CAO pour la conception de prothèses dentaires utilisent un noyau graphique de modélisation géométrique polygonale. Cela leur permet d'exploiter directement les données issues de la numérisation 3D, dont le procédé de construction 3D du modèle numérique se fait également par triangulation du maillage de points dans l'espace. Les fichiers exportés par la plupart des logiciels de CAO dentaire sont donc « nativement » des fichiers au format STL. Cette modélisation est moins précise que la modélisation par courbes (NURBS) et génère des fichiers informatiques plus lourds, mais les logiciels de modélisation basés sur les NURBS offriront une meilleure précision, notamment lorsque les modèles 3D servent de définition numérique pour les machines-outils (19).

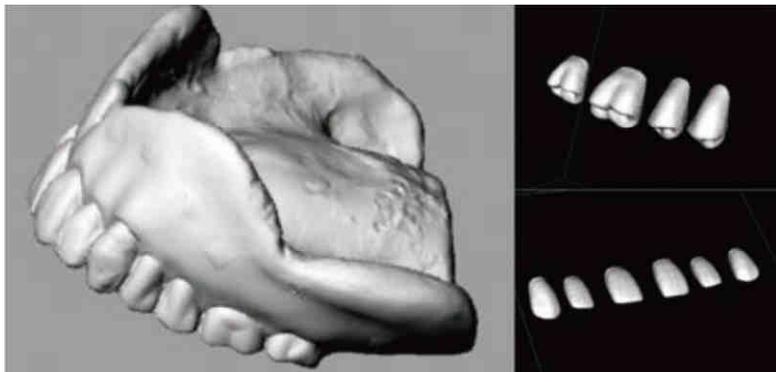
6.3.1. En cas de prothèses préexistantes (19,21)

6.3.1.1. Duplication des prothèses (21)

Il est alors possible de numériser les prothèses existantes lorsque celles-ci sont réadaptées et de les dupliquer. Les prothèses sont numérisées, puis le logiciel crée une image 3D des nouvelles prothèses puis celles-ci sont alors fabriquées via FAO.

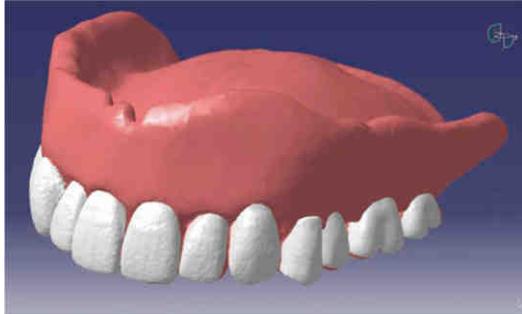
6.3.1.2. Conception de nouvelles prothèses (19)

Les prothèses sont réadaptées, puis numérisées en position d'intercuspidie maximale avec un Cone Beam (CBCT cone beam computed tomography).

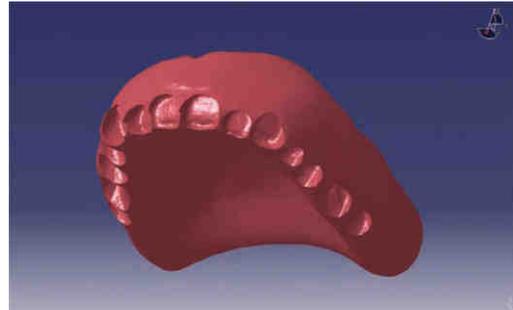


Données 3D issues de la numérisation des prothèses existantes et des dents artificielles. (19)

Le logiciel (CATIA V5R19 Dassault Systemes, Velizy-Villacoublay, France) crée alors de nouvelles prothèses complètes basées sur les données 3D acquises pour les bases et les dents artificielles en choisissant quelles dents artificielles peuvent correspondre dans la base de données.



Données 3D de la nouvelle prothèse (19)



Données 3D de la base de la nouvelle prothèse (19)

La base sera réalisée par FAO et les dents artificielles, sélectionnées par le programme, collées par le prothésiste.

6.3.2. CAO à partir des maquettes d'occlusions (1,23)

6.3.2.1. Première étude (2)

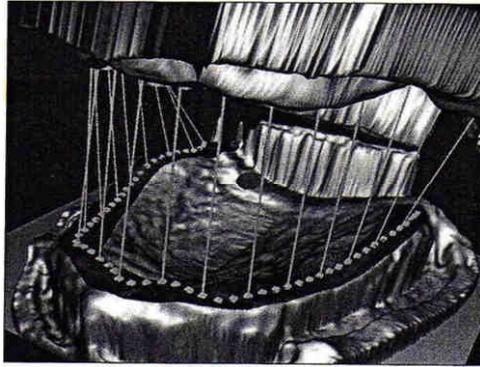
Le procédé se déroule en 5 étapes:

. Acquisition des données :

Les modèles des arcades édentées sont numérisés lorsque les relations intermaxillaires sont établies, c'est-à-dire à l'aide des maquettes d'occlusion. Les maquettes sont numérisées séparément et ensuite ensemble sur articulateur avec ouverture à 180°, ainsi les deux arcades peuvent être scannées dans le même plan avec l'axe charnière. Les modèles virtuels sont alors déplaçables dans un axe de rotation autour de l'axe charnière jusqu'à la position initiale de l'enregistrement de mordu.

. Détermination des données anatomiques :

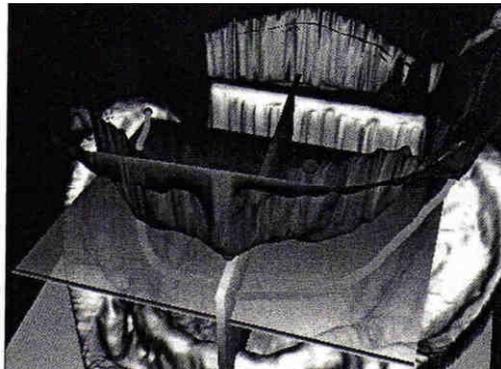
La détermination de la crête édentée est le point de départ pour définir l'espace interalvéolaire, l'arcade dentaire et l'optimisation biomécanique du montage des dents. La crête édentée est une structure individuelle présentant de nombreux problèmes pour son enregistrement : un algorithme spécial a été créé pour son enregistrement.



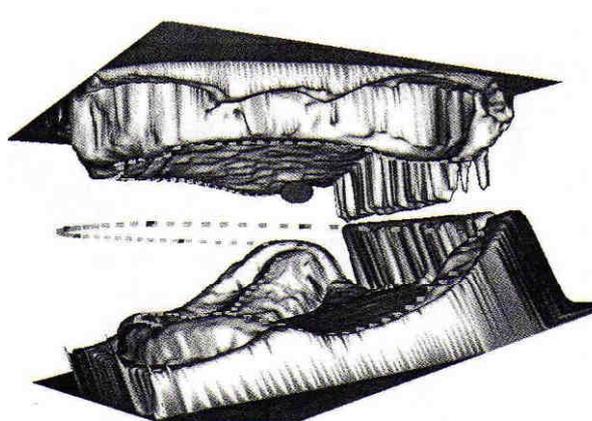
Représentation du maxillaire et de la mandibule, des crêtes, des plages de tolérance, et de l'espace interalvéolaire (2)

. Détermination du plan occlusal et de l'arcade dentaire :

Le plan occlusal est défini en distal par la tubérosité mandibulaire et en mésial par le point incisif. Le centre des crêtes alvéolaires maxillaires et mandibulaires peuvent être connectés dans l'espace interalvéolaire pour former un rideau lequel coupe le plan occlusal et définit la ligne de l'arcade dentaire. Pour permettre le transfert sur un véritable modèle, le milieu vertical d'un articulateur sélectionné doit être enregistré sur le modèle virtuel.



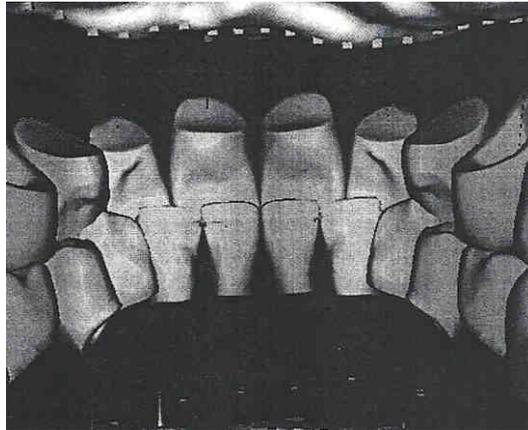
Représentation du plan médian de l'articulateur, du plan occlusal (2)



Représentation de l'arcade dentaire prolongée à l'avant et l'arcade dentaire finale (2)

. Montage virtuel des dents :

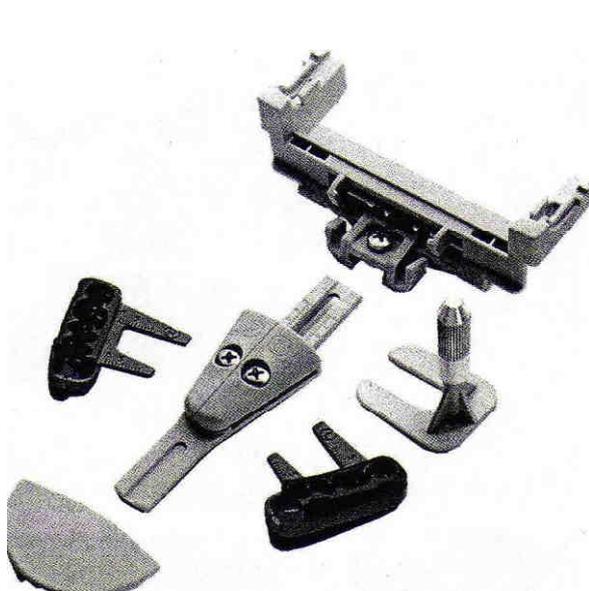
En utilisant la ligne d'arcade dentaire et le milieu de la crête alvéolaire, un algorithme calcule le positionnement idéal de la rangée de dents. Le type de dent utilisée est sélectionné automatiquement dans une base de données mais peut être changée manuellement.



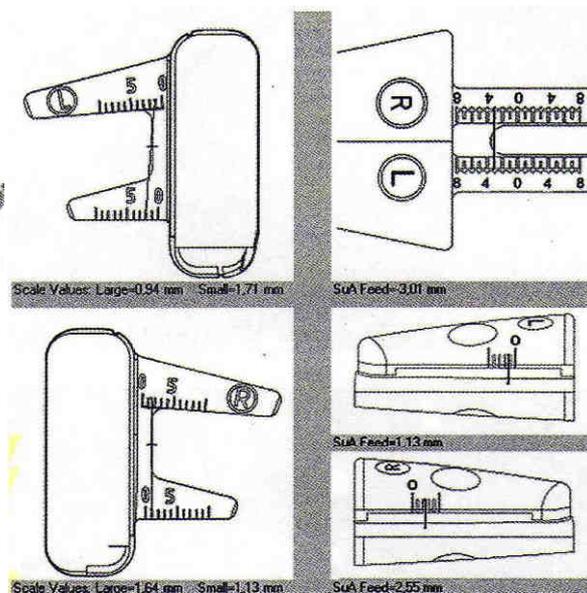
Vue interne des arcades dentaires après le montage virtuel des dents (2)

. Conversion du montage virtuel au montage réel :

Plusieurs solutions existent. Une des possibilités est l'utilisation du Filou 28 lequel est caractérisé par des ailes modulables permettant des empreintes pour le positionnement des dents artificielles postérieures.



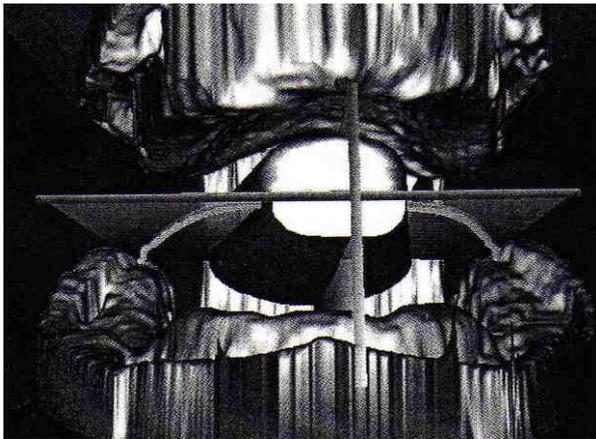
Composants du Filou 28 (2)



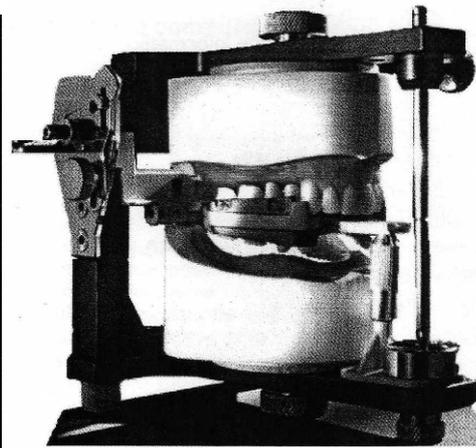
Valeurs calculées depuis le montage virtuel pour le positionnement des ailes latérales (2)

Une fois que le plan milieu de l'articulateur réel est connu dans le montage virtuel, la position du Filou 28 est aussi définie. La position des ailes latérales est déterminée en calculant la couverture maximale des ailes permettant l'empreinte des dents via le montage virtuel des dents latérales.

Une fois que les ailes sur l'articulateur sont positionnées en conséquence, les dents artificielles sont insérées dans l'empreinte et fixées avec de la cire sur le modèle.



Position spatiale virtuelle du Filou28 en analogie avec la position sur le véritable articulateur(2)



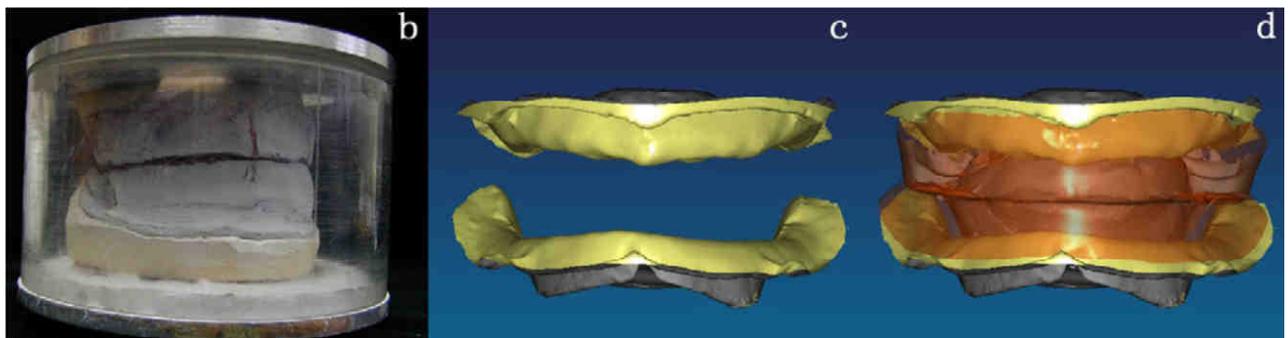
Montage final(2)

6.3.3.2. Seconde étude (45)

Cette étude se déroule en trois principales étapes.

. Première étape : acquisition des données:

Des modèles et des maquettes d'occlusions sont numérisés avec les RIMs obtenues par les techniques classiques.

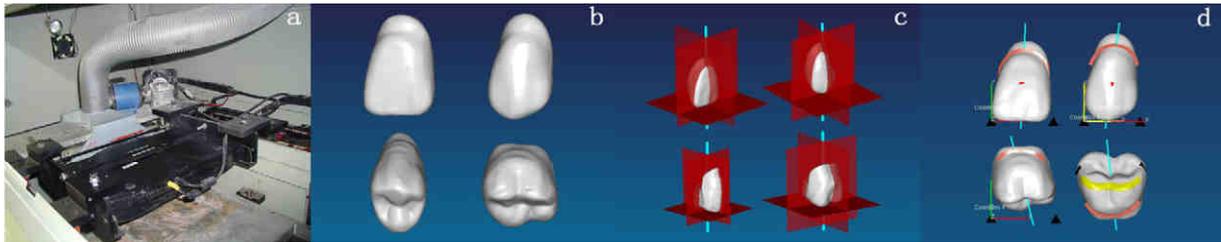


Système de numérisation des RIMs

Modèle 3D des moulages

Données 3D issus des RIMs

Une banque de données 3D de dents artificielles est établie pour pouvoir paramétrer leur position lors du montage.



a: Scanner 3D automatique utilisé

b: Données 3D « brutes » des dents artificielles

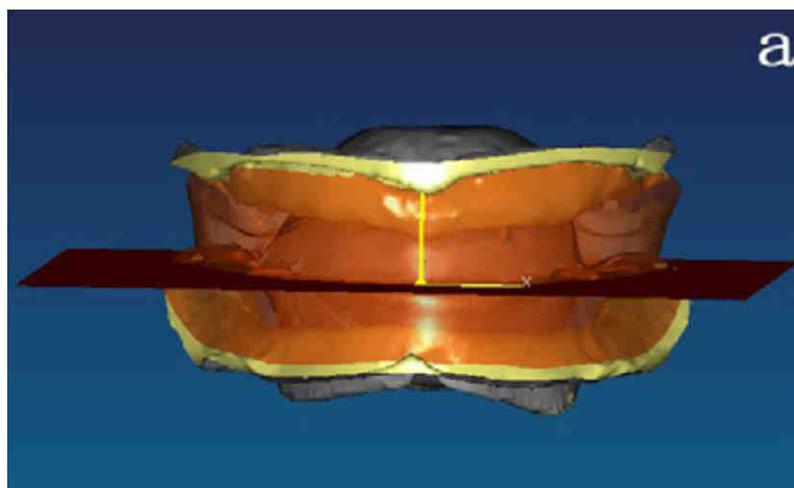
c: Obtention du plan sagittal médian et du plan d'occlusion virtuel de chaque dent

d : Via le logiciel, pour les dents maxillaires antérieures et mandibulaires postérieures:

- . ligne bleue correspondant à l'axe de la dent
- . en rose correspond la ligne gingivale
- . en jaune (mandibulaires postérieures), cuspides et pente cuspidienne pour retrouver une occlusion bilatéralement équilibrée
- . en rouge (maxillaires antérieures), enregistrement du point permettant de faire correspondre le soutien labial
- . le triangle rouge correspond au point de repère pour le positionnement de la dent

. Deuxième étape: montage des dents

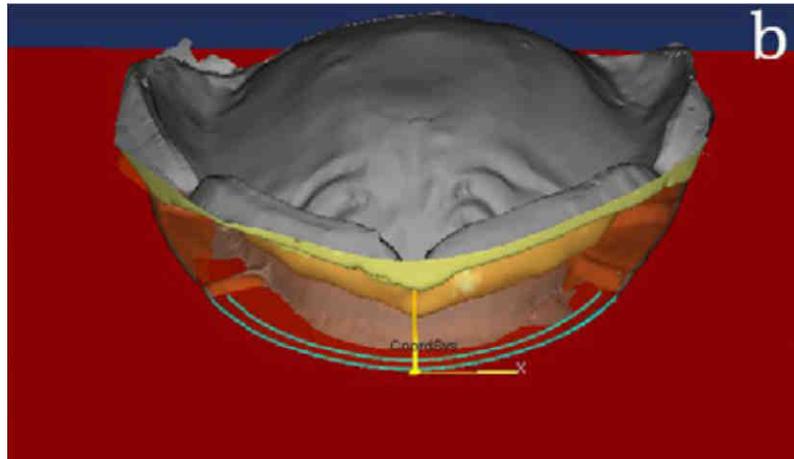
En rouge, on obtient le plan occlusal depuis la base d'occlusion supérieure obtenue au cabinet. (fig a)



Représentation du plan d'occlusion

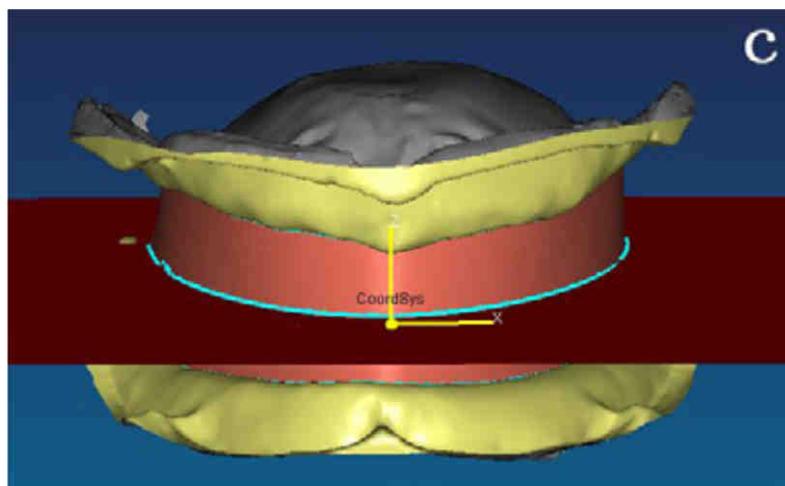
Le plan occlusal est défini comme le plan XY. Le plan sagittal médian obtenu depuis le repère interincisif de la maquette d'occlusion maxillaire, est défini comme le plan YZ. L'emplacement de la ligne incisive maxillaire sur le plan occlusal est obtenu par correspondance avec la position antérieure du bourrelet

de la maquette maxillaire. La ligne incisive mandibulaire est obtenue par l'emplacement de la face linguale des dents maxillaires sur le plan d'occlusion. (fig b)



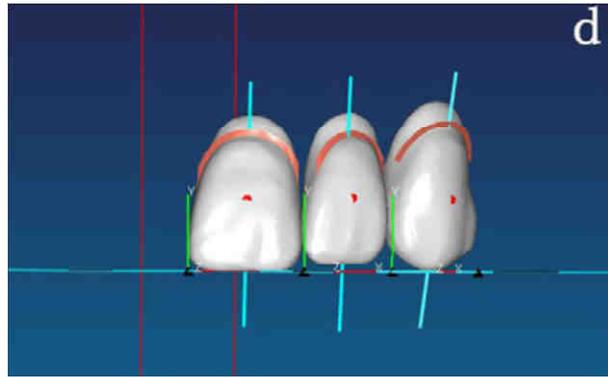
Ligne bleue antérieure correspondant à la courbe incisive maxillaire, ligne bleue linguale correspond à la courbe incisive mandibulaire, en rouge correspond le plan d'occlusion

Le centre des crêtes alvéolaires maxillaires et mandibulaires sont connectés de façon à obtenir une surface équivalente au plan d'occlusion. On obtient ainsi la courbe des dents maxillaires postérieures. La courbe des dents mandibulaires postérieures seront obtenues après le montage des dents postérieures maxillaires. (fig c)

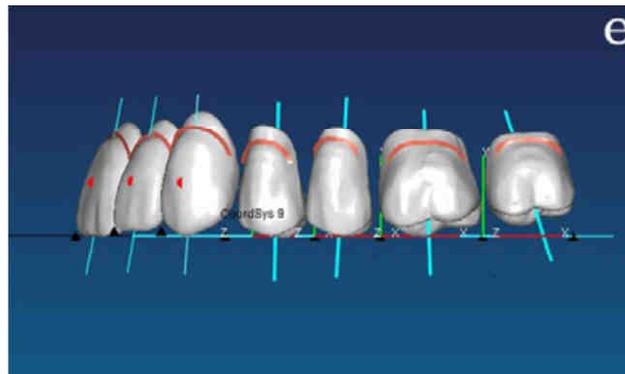


Courbe des dents maxillaires postérieures en bleue ;
en rose, surface entre les crêtes alvéolaires maxillaires et mandibulaires

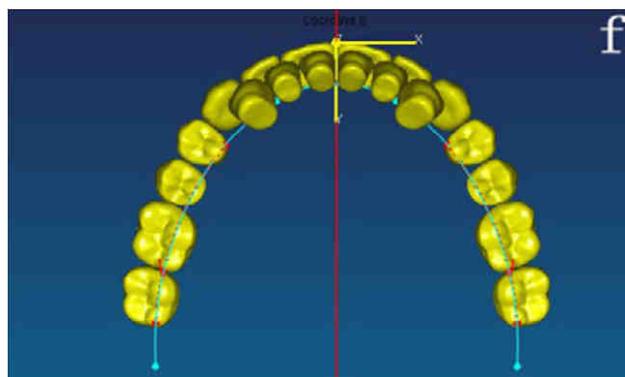
En adéquation avec la banque de données, les dents sont sélectionnées et positionnées en accord avec les courbes définies précédemment (fig d. e. et f.) et de façon à assurer un bon soutien labial.



Montage des dents antérieures maxillaires

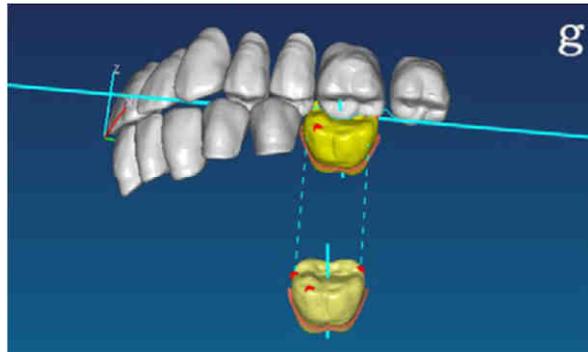


Montage des dents maxillaires postérieures

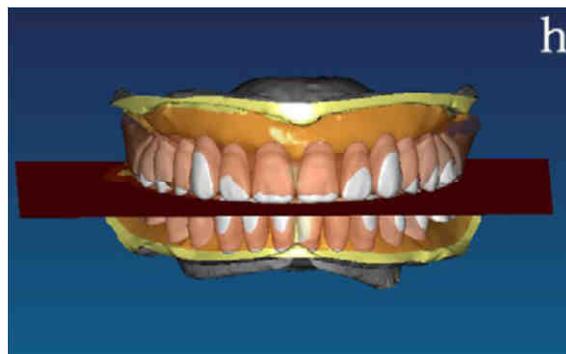


Création de la courbe des dents mandibulaires postérieures (en rouge), la courbe bleue correspond à la courbe du montage des dents maxillaires postérieures

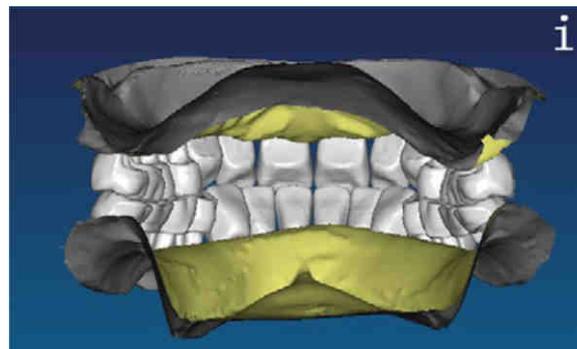
Le montage de la première molaire mandibulaire est réalisé à l'aide d'une fonction logicielle « Collision Detection » (détection de collision) calculant la valeur des interférences et distances entre les dents mandibulaires et maxillaires.



Montage de la première molaire mandibulaire.



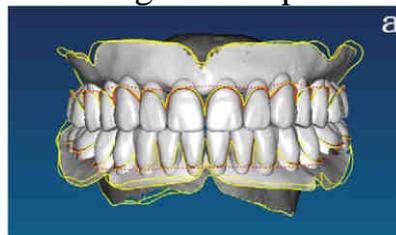
Vue frontale des arcades dentaires



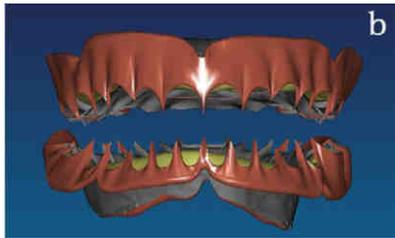
Vue linguale des arcades dentaires

. Troisième étape: dessin de la gencive artificielle et de la plaque base

Une fonction logicielle Beta-Spline a été utilisée pour créer les contours de la plaque base (fig a), ensuite le dessin des surfaces polies est fait automatiquement (fig b). Les limites entre les dents et la base sont obtenues grâce aux données acquises sur les dents (gencive marginale en palatin et lingual)

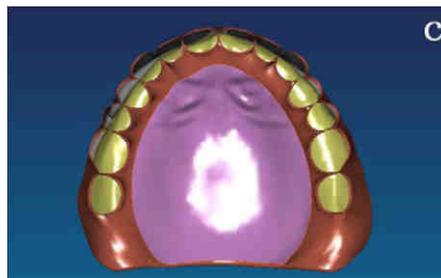


Dessin des contours de la plaque base en jaune



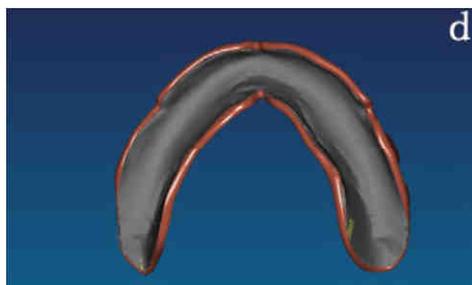
Dessin des surfaces polies de la plaque base

Les rugosités du palais numérisé ont été augmentées d'une épaisseur de 2mm afin de finir la construction des surfaces polies de la plaque base. (fig c)



Surface polie des rugosités du palais

Une fonction « Sweep Surface » (balayage de la surface) permet de créer la pointe hémisphérique de la plaque base. (fig d)



Intrados de la prothèse



Modèle digital des prothèses complètes bimaxillaires terminées

7. Réalisation du montage fonctionnel et finition des cires. (14,30)

7.1. Technique de laboratoire classique

En fonction du montage choisi, celui-ci est réalisé puis équilibré. La finition des cires correspond à l'élaboration des extradados prothétiques ou surfaces polies stabilisatrices. Cette technique de réalisation se déroule en 6 étapes:

. 1ère étape: contrôle des épaisseurs

. 2ème étape: adjonction de cire et homogénéisation (au niveau des collets des dents) (14p159)



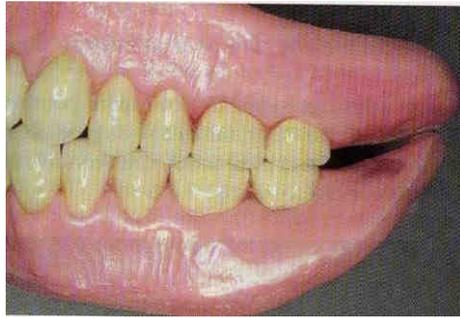
. 3ème étape: festonnage gingival (14p159)



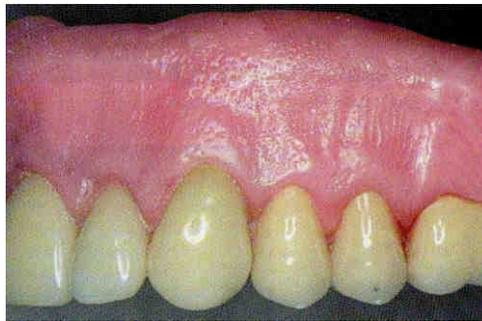
. 4ème étape: sculpture de la fausse gencive (30p120)



. 5ème étape: modelage des zones postérieures (30p122)



. 6ème étape: finitions (lissage de l'ensemble de la surface des cires, ajout d'un piqueté en peau d'orange) (30p121)



A l'issue de cette étape, les maquettes des prothèses sont adressées au cabinet dentaire pour l'essai fonctionnel. Cet essai a pour objectif d'évaluer une dernière fois avant la polymérisation les différentes caractéristiques biomécaniques, fonctionnelles, occlusales, esthétiques de la future prothèse.

7.2. La polymérisation des prothèses (14,30)

Lorsque l'essai fonctionnel est validé, le laboratoire procède à la phase de polymérisation de la prothèse. Cette phase se déroule en 5 temps:

. la conservation de l'occlusion via une clef de montage.



Clef de montage sur articulateur Quick Master (14p171)



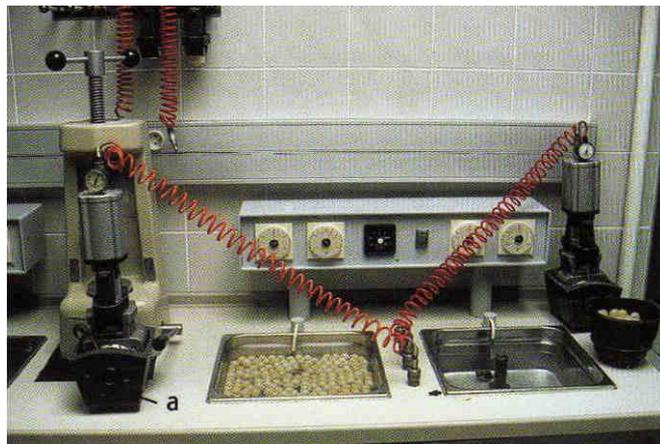
Détails de la clef en plâtre de remise en place de la prothèse (14p171)

- . le choix des matériaux entre deux grandes familles de produits, les résines polyméthacrylate de méthyle et les résines diuréthanes, répondant toutes les deux aux critères souhaités (biocompatibilité, physiques, esthétiques et techniques)
- . la mise en moufle (via le système Ivocap ou Acron GC)

Système Ivoclar Ivocap:



Prothèse dans le moufle (14p175)



Injection de résine, moufle dans la bride (a) (14p175)



Moufle en place immergé dans l'eau à 98°, le système d'injection (a) restant hors de l'eau. (14p175)

- . la finition (par grattage, la finition des collets et par polissage)
- . l'envoi au cabinet dentaire de la prothèse définitive.

8. La Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO)

8.1. Généralités (3)

La fabrication assistée par ordinateur consiste en deux principales opérations: la préparation de la fabrication en fonction du procédé de mise en forme et du matériau utilisé et la création des séquences de mise en forme d'une ou de plusieurs maquettes numériques à fabriquer simultanément.

La FAO est l'interface entre la CAO et la machine de mise en forme du matériau. Deux techniques de mise en forme sont proposées pour la chaîne numérique de CFAO dentaire: l'usinage et la fabrication additive.

Pour l'usinage, l'opérateur sélectionne un lot de modélisations 3D et le logiciel de FAO suggère leur positionnement dans le brut à usiner et place les tiges de maintien.

Pour la fabrication additive, la préparation des plateaux de fabrication est plus ou moins automatisée. Les machines d'impression 3D déposent simultanément le matériau calcinable qui va former la pièce et un matériau support qui sera dissout après fabrication. Pour les autres techniques additives, il est nécessaire de générer des tiges qui servent à maintenir la pièce pendant sa construction et qui seront retirées manuellement après la fabrication. C'est le cas pour la fabrication par polymérisation de résine contenue dans un bac ou par micro-fusion laser de poudres métalliques. Normalement, toutes les machines intègrent un logiciel de placement des modélisations 3D sur le plateau et de génération automatique des tiges de construction, mais parfois ces logiciels ne sont pas adaptés à la fabrication de prothèses dentaires. C'est pourquoi, les éditeurs de logiciels de CAO ouverts qui visent le marché de la fabrication additive ont développé des applications spécifiques. L'outil propose aussi le placement de tiges pour la fabrication de modèles calcinables de châssis, mais non automatisé.

8.2. Création des séquences de mise en forme (3)

8.2.1. Pour l'usinage (3)

Le but de la FAO est d'écrire le fichier contenant le programme de pilotage d'une machine-outil à commande numérique (MOCN). Ce fichier décrit les mouvements que doit exécuter la machine-outil pour réaliser la (ou les) pièce(s) demandée(s). Le fichier transféré vers la machine est au format ISO (langage de programmation normalisé), dit aussi G-code, qui est supporté par la plupart des machines. Après avoir importé la modélisation 3D dans le logiciel de FAO, le programmeur élabore les parcours d'outils en respectant les choix d'outils, les vitesses de coupe et d'avance, et les stratégies d'usinage à mettre en œuvre. Le logiciel de FAO plaque les trajectoires des outils choisis sur la modélisation 3D et enregistre celles-ci sous forme d'équations. Puis le logiciel génère le programme ISO qui est transmis au directeur de commande numérique, puis exécuté par la machine. Ce programme est appelé un post-processeur. Dans le domaine de la prothèse dentaire, bien que chaque armature ait une géométrie unique, la morphologie des armatures est constante. Il est donc possible d'appliquer la même stratégie d'usinage pour un type de restauration

. C'est pourquoi, des programmeurs FAO chez les fournisseurs définissent des stratégies d'usinage qui sont incorporées aux logiciels pour la génération automatique des programmes d'usinage.

Tous les logiciels de FAO, ouverts ou imbriqués dans les machines, permettent la génération automatique de programmes d'usinage de couronnes, chapes et bridges, et la plupart vont jusqu'à l'usinage d'inlays, onlays et piliers. Par contre, seuls les éditeurs de logiciels de FAO ouverts proposent la programmation automatique de barres.

8.2.2. Pour la fabrication additive (3)

Chaque constructeur de machine de fabrication additive recourt à une technique de mise en forme des matériaux qui lui est propre, qu'il a brevetée. Tous proposent leur propre logiciel pour le paramétrage ou la création des séquences de mise en couche ainsi que l'exécution et la supervision du cycle de fabrication. Pour cette raison, on ne trouve pas sur le marché de logiciels de FAO capable de piloter diverses machines de fabrication additive.

8.3. L'usinage (3,19,21)

L'usinage est une technique de fabrication permettant la mise en forme de tous les composants mécaniques des prothèses dentaires fixes et hybrides. Destiné au départ à la fabrication de prothèses céramo-céramiques, l'usinage demeure le seul moyen efficace à ce jour pour fabriquer des pièces en alumine, zircone et céramique. Toutes les MOCN peuvent usiner de la zircone pré-frittée, des matériaux calcinables et des plastiques pour les prothèses temporaires. Quelques machines, plus robustes, permettent d'usiner du titane, du cobalt-chrome et de la zircone frittée. L'usinage est le moyen de fabrication qui offre la plus grande précision, ce qui en fait la technique la mieux appropriée à la fabrication de composants pour les superstructures sur implants qui exigent une excellente passivité. Le nombre de machines-outils adaptées à la production de restaurations dentaires a longtemps été limité aux offres de cinq sociétés, les machines faisant partie d'une solution de CFAO complète. Mais avec l'arrivée de logiciels de CAO ouverts, une vingtaine de machines d'usinage sont désormais commercialisées en France. Dans le cas des machines totalement ouvertes, les machines sont livrées avec un logiciel de FAO intégré, mais l'utilisateur peut changer de logiciel ou compléter l'équipement avec un logiciel supplémentaire, par exemple pour étendre les domaines d'application de la machine. Outre l'avantage d'intégrer des logiciels de FAO capables de lire des fichiers STL ou STEP, la plupart de ces fabricants n'imposent pas leurs matériaux. Au contraire, ils s'adaptent aux bruts de matériaux les plus courants. L'avantage des machines totalement ouvertes est de pouvoir choisir ses fournisseurs de matériaux comme le font les centres de production industrielle.

Les machines 3 axes sont suffisantes pour usiner des couronnes, des chapes et des bridges. Le nombre d'éléments d'un bridge dépend du brut à usiner supporté par la machine. Elles permettent également d'usiner des barres à sens d'insertion simple. Les machines 4 axes permettent d'étendre l'usinage à la fabrication de piliers. L'usinage 5 axes est nécessaire pour usiner des supra-structures complexes, telles des barres à directions divergentes, et pour l'usinage en simultané d'une série de piliers.

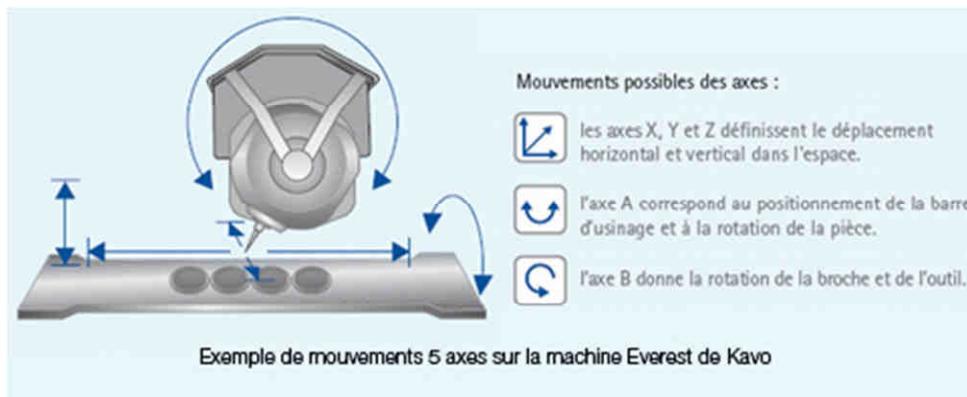
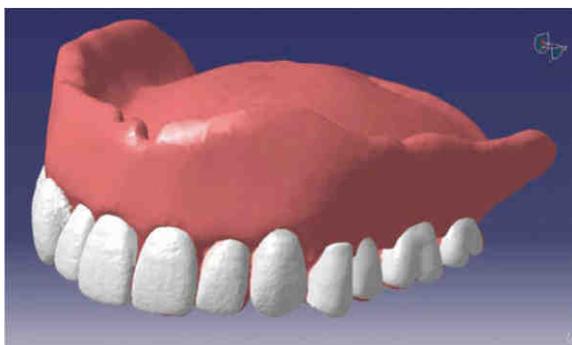


Schéma d'une machine d'usinage à 5 axes (3)

8.4. FAO et usinage dans le cadre de prothèse complète bimaxillaire (19)

Dans cette étude, une machine à cinq axes coupe un bloc de résine acrylique suivant le chemin de coupe pour obtenir la base acrylique de la future prothèse. Le temps de coupe avoisinant les 150 minutes. Les dents artificielles sélectionnées par l'application CAD sont collées à la base en utilisant un ciment résine. (Super Bond)



Données 3D de la prothèse finale (19)



Données 3D de la base de la future prothèse (19)

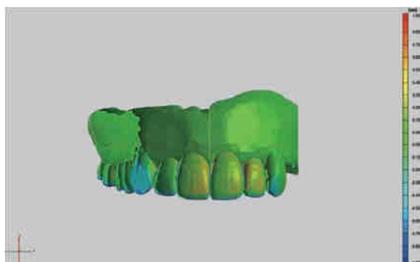


Base de la future prothèse en acrylique (19) Base de la prothèse avec dents artificielles (19)

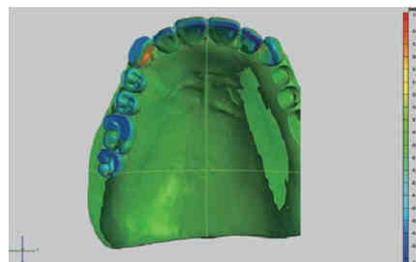
Un digitaliseur 3D, par lecture optique en utilisant le principe de triangulation, digitalise la prothèse réalisée. Cela permet de faire une superposition entre les données 3D de la prothèse finale avec les données 3D du modèle informatique. (superposition des deux données 3D STL)

L'exactitude au niveau des surfaces buccales polies est bonne, de l'ordre de 0.1mm. En revanche au niveau des surfaces occlusales, elle est moins bonne : le moins bon est une déviation de 0.88mm et la moyenne est de 0.5mm.

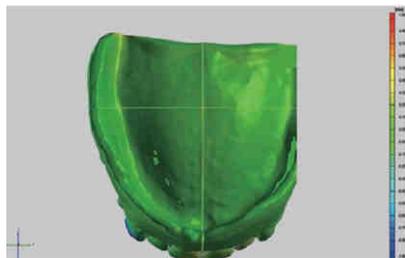
L'exactitude au niveau des surfaces muqueuses est aussi très bonne : de l'ordre de 0.1mm.



Résultat dans le sens frontal



Résultat au niveau occlusal



Résultat au niveau muqueux (19)

8.5. Fabrication Additive (3,25,43)

8.5.1. Techniques en détails (3,25,43)

La fabrication additive consiste à mettre en forme un objet par ajout de matière (par empilement de couches successives), contrairement à l'usinage qui met en forme un objet par enlèvement de matière. Le principal avantage de cette technique de fabrication est qu'elle permet de produire simultanément des pièces de morphologies différentes et de formes complexes. Née dans le début des années 80, cette technique a d'abord permis la mise en forme d'objets en résine photo-polymérisable qui ne pouvaient être destinés qu'à un usage de maquette pour la validation de forme. C'est pourquoi, on l'avait désignée par l'expression « prototypage rapide (RP) ». Depuis, les procédés, les matériaux et les technologies ont évolué. Tout d'abord, dès les années 80, les maquettes en résine sont utilisées comme modèles pour la fonderie à cire perdue. Puis les technologies mises en œuvre ont permis de fabriquer des prototypes fonctionnels en résine, en plastique, en métal et en céramique. Et aujourd'hui, il est devenu possible de fabriquer des pièces en plastique ou en métal dites en « bonne matière », c'est-à-dire à usage final et non plus à usage de prototype ou de modèle. On parle alors de « Fabrication Directe » car on forme une pièce directement à partir de sa représentation numérique 3D, sans passer par un moule ou par l'usinage d'un brut.

Une autre évolution, qui a notamment permis d'amener la fabrication additive vers la production de prothèses dentaires, est la simplification d'utilisation et la baisse de prix des machines, avec l'arrivée des « imprimantes 3D ». Normalement, l'expression « imprimante 3D » désigne les machines de fabrication additive utilisant le même principe que l'impression par jet d'encre pour le dépôt sélectif, soit du matériau à l'état liquide, soit d'un liant venant agglomérer des poudres.

La méthode de fabrication d'un châssis à partir d'une maquette numérique est la fabrication additive, principalement avec les imprimantes 3D de maquettes calcinables, mais il est également possible de produire des châssis directement en métal par procédé additif, avec les techniques de micro-fusion de poudres par laser.

La fabrication additive de maquettes calcinables est la technique de fabrication numérique la plus simple d'emploi. Elle permet le modelage de toutes les maquettes 3D créées en CAO, quel que soient leurs formes, avec une précision machine de 20 à 50 μm . La fabrication additive est d'ailleurs la seule technique éprouvée pour produire les maquettes calcinables de châssis à partir de leur modélisation numérique. Pour la production d'armatures, les gains de productivité sont discutables ; ils sont essentiellement du côté de la CAO, notamment lors du maquetage des couronnes et des bridges à longue portée.

Par ailleurs, les utilisateurs déclarent obtenir des pièces coulées avec un meilleur état de surface. Le gain de précision procuré par l'utilisation de la CAO couplée à la fabrication numérique est aussi à prendre en compte. **Deux techniques de modelage numérique sont proposées:**

. **impression 3D** : modelage par dépôt sélectif en jets multiples d'une cire durcie par chauffe ou d'une résine photosensible liquide durcie par polymérisation UV.

. **stéréolithographie** : modelage par polymérisation UV sélective d'un mélange cire et résine liquide photosensible contenue dans une cuve.

8.5.2. Impression 3D (3, 25, 45)

Le principe général de fonctionnement des procédés de modelage est par dépôt en jets multiples. L'objet ou la série d'objets sont construits sur un plateau. Une tête d'impression comprenant plusieurs buses se déplace sur le plan horizontal et projette de manière sélective le matériau pour construire chaque couche de la pièce. Pour réaliser une autre strate, le plateau descend de la valeur de l'épaisseur de la couche suivante, puis une nouvelle couche de matériau est déposée. Il y a autant de cycles que de nombre de couches nécessaires pour obtenir l'objet. La fabrication d'un objet ou d'un ensemble d'objets nécessite la construction d'un support pour que les parois ne s'effondrent pas. Ces supports sont réalisés avec un matériau soluble, ce qui facilite leur suppression, dans un bain ou par projection d'une solution liquide. Les pièces obtenues sont utilisées comme modèles pour la fonderie à cire perdue.

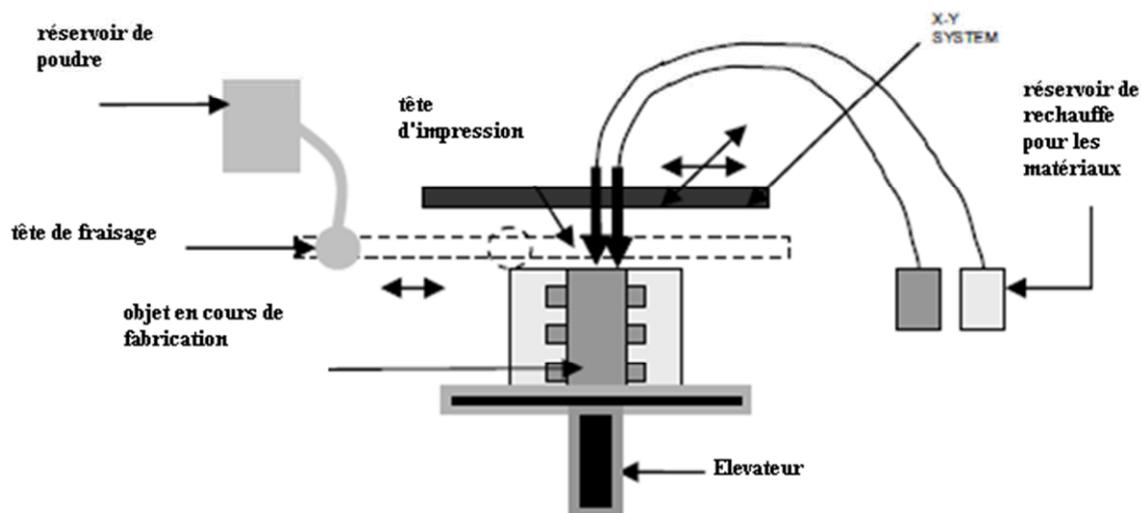


Schéma d'une imprimante 3D (25)

Deux techniques d'impression 3D sont proposées:

. Par injection de cires:

Les couches successives (de 13 à 76 μm) sont créées par l'injection simultanée de deux cires, celle du modèle et une autre qui sert de support de construction. Un surfaçage par fraisage est réalisé après chaque génération de couche pour obtenir une bonne planéité et améliorer la précision des pièces obtenues. Un test automatique de bon fonctionnement des buses est réalisé après chaque passage sur une bande de papier. La cire support est éliminée par dilution dans un bain de solvant élevé en température.

. Par injection de résines et polymérisation par UV:

Les couches successives (de 16 à 32 μm) sont créées par l'injection simultanée de deux résines, celle du modèle et une autre qui sert de support de construction. A chaque couche déposée, une source UV est utilisée pour solidifier par polymérisation la résine photo-sensible. La résine support est éliminée par dilution dans un bain de solvant élevé en température ou par jet d'un solvant. Les objets finis sont ensuite nettoyés puis mis au four pour finaliser la polymérisation.

8.5.3. Stéréolithographie par UV sélectif (3, 25, 43)

Le logiciel de la machine récupère le fichier STL de l'objet 3D puis le découpe en strates et crée une image bitmap de chaque strate. Une plate-forme horizontale est plongée dans une cuve de résine liquide photosensible. La technologie DLP (Direct Light Projection) consiste à projeter l'image bitmap d'une strate en surface du bain de résine. La résine est alors photo-polymérisée selon l'image bitmap projetée ; elle se durcit. Cela est réalisé grâce à une matrice d'un million de miroirs numériques (1280 x 1024 pixels) contenus dans le processeur de lumière numérique, une technologie brevetée par Texas Instruments. Les miroirs sont orientés soit vers la source de lumière pour la projeter où elle est nécessaire afin de durcir la matière, soit autre part de manière à bloquer la lumière. Pour réaliser une autre strate, selon la machine, le plateau de construction monte ou descend de la valeur de l'épaisseur d'une nouvelle couche (de 25 à 150 μm). Il a autant de cycles que de nombre de couches nécessaires pour obtenir l'objet.

La fabrication d'un objet ou d'un ensemble d'objets nécessite la construction de supports pour que les parois ne s'effondrent pas. Ces supports sont réalisés sous forme de tiges dans le même matériau que les pièces, ce qui nécessite de les enlever manuellement.

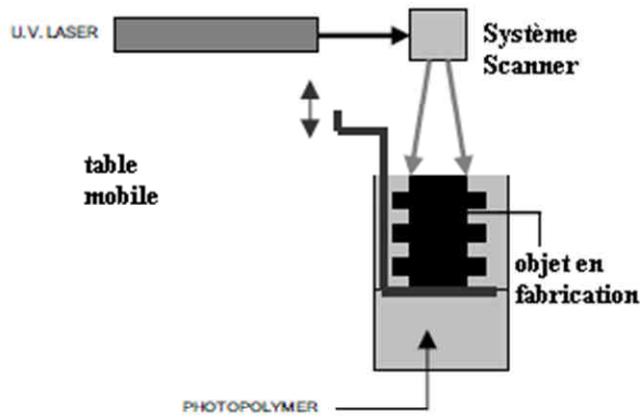
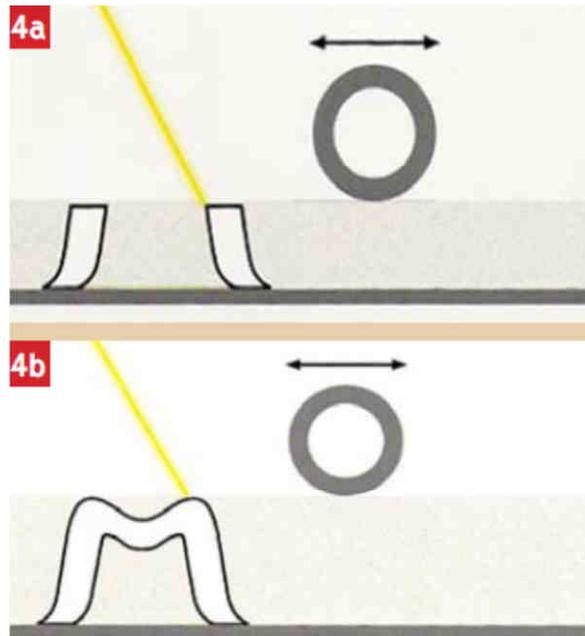


Schéma du procédé de stéréolithographie (25)

8.5.4. Micro-fusion de poudres (3,18,22,25,41)

La micro-fusion sur lit de poudre consiste à déposer sur une plaque support un lit de poudre d'épaisseur de quelques dizaines de micromètres, puis un faisceau laser ou d'électrons, contrôlé par un système optique, vient chauffer les grains de poudre jusqu'à leur température de fonte. La poudre est fondue de manière sélective, selon les paramètres géométriques définis à partir d'un fichier CAO. La poudre fondue est solidifiée rapidement formant des cordons de matière solides. A la fin de cette étape, le plateau support descend d'une épaisseur de couche et une nouvelle couche de poudre est déposée (avec un bac mobile ou par étalement de la poudre avec un racleur), puis le processus démarre à nouveau pour consolider une nouvelle strate de matière sur la précédente. Ceci se répète jusqu'au produit fini. Pour éviter toute oxydation à haute température, le travail s'effectue en environnement contrôlé (azote, argon...).



Principes de la micro fusion laser par succession couche par couche (41)

8.6. FAO et micro fusion de poudre dans le cadre des prothèses complètes (18,33)

Lors de cette étude, le moule en plâtre issu de l’empreinte secondaire est numérisé via un scanner laser à partir duquel on obtient un fichier STL où seules les données concernant la base ont été conservées, cela à l’aide d’un logiciel de CAO. Puis le test a consisté à évaluer la faisabilité de l’emploi de la micro fusion de poudre pour l’obtention d’une plaque base d’appareil complet en titane.

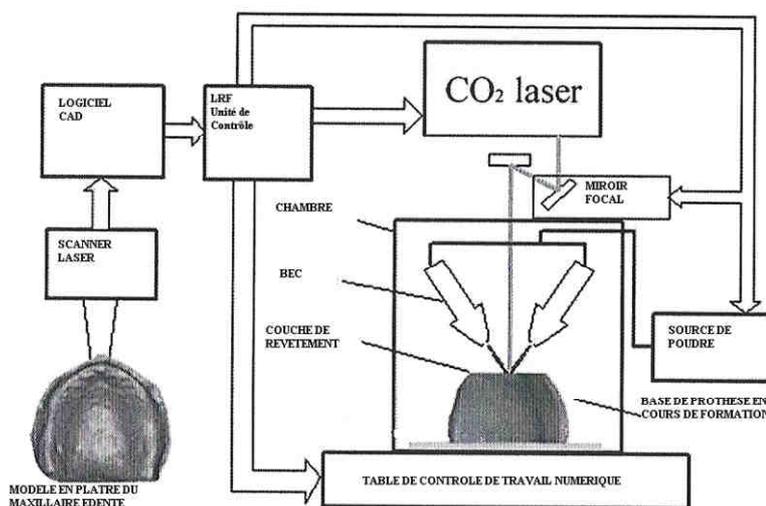
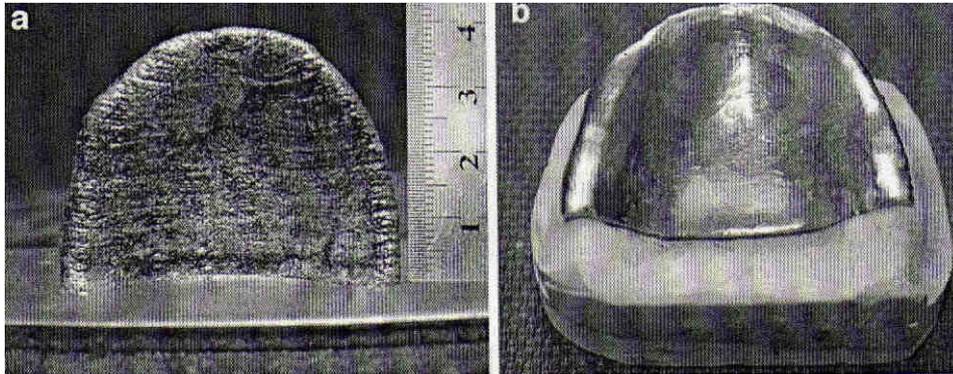


Schéma de la réalisation de l’étude. (18)

Figure a et b (18) : plaque base de prothèse en titane après LRF (surface sensible à l'oxydation et marquée par la poudre adhérent à la surface, puis b) polissage par des techniques conventionnelles.



Les résultats obtenus lors de cette étude ont soulevé plusieurs points:

- . Lors de la formation de chaque couche, il est habituellement conseillé de réaliser une fine épaisseur de 0.05mm à 0.3mm. Mais il semblerait qu'un nombre moins important de couche permettrait la diminution d'accumulation des erreurs.
- . L'énergie du laser, la puissance du laser, l'alimentation en poudre doivent avoir lors du processus, une fluctuation extrêmement faible sinon à la réalisation de chacune des couches les erreurs géométriques induites s'additionnent.
- . L'épaisseur complète de la plaque est d'environ 0.3mm supérieure à celle du modèle informatique. Cela est dû au diamètre du spot laser mais cela peut facilement être corrigé après coup par des techniques de laboratoires dentaires conventionnelles. La précision peut donc augmenter avec un laser disposant d'un spot plus petit.
- . La précision a été analysée par technique informatique entre le moule en plâtre et le la plaque base titane réalisée (33). L'écart maximum enregistré se trouve au niveau du voile du palais (0.65mm) où le processus laser manque de précision pour reproduire l'ensemble des détails dus à l'anatomie.

8.7. Tableau des champs d'application de chaque technique. (3)

Tableau montrant le champ d'application de chaque technologie de fabrication:

TECHNIQUES de fabrication APPLICATIONS	Usinage			Fabrication additive		
	3 axes	4 axes	5 axes	imp. 3D	stéreo.	Micro- fusion
Waxup						
Barres sur implants		X	X	X	X	
Châssis métalliques (amovibles)				X X X	X X X	
Zircone						
Barres sur implants		X	X X X			
Cobalt-Chrome						
Barres sur implants		X	X X X			X
Châssis métalliques (amovibles)						X X
Titane						
Barres sur implants		X	X X X			X
Châssis métalliques (amovibles)						X

X = Peu adapté

X X = Adapté

X X X = Bien adapté

9. Cas de la prothèse amovible complète supra implantaire (PACSI)

9.1. Généralités (14,31,24):

L'édentement complet maxillaire est celui qui affecte généralement le plus les patients pour des raisons esthétiques. En revanche, l'édentement complet mandibulaire est celui qui procure le plus de difficultés au praticien pour réaliser une réhabilitation fonctionnelle efficace: l'équilibre d'une prothèse amovible complète conventionnelle mandibulaire (particulièrement sa rétention) est plus difficile à obtenir que celui d'une prothèse maxillaire.

Les bénéfices de la mise en place d'implants sont indéniables. L'efficacité masticatoire est fortement améliorée grâce à une stabilisation et une rétention prothétique accrues. La présence d'implants réduit la résorption: à long terme, le taux de résorption correspond à celui mesuré sur des dents naturelles chez un sujet âgé.

Il existe trois types de prothèses implantaires envisageables:

- . La prothèse ostéo-ancrée ou prothèse fixée transvissée sur les implants: elle peut être déposée par le praticien.
- . La prothèse implanto-portée ou prothèse fixée amovible: c'est une prothèse de recouvrement sur implants, rétention et sustentation sont assurées par une barre fraisée ou autre système. Cette prothèse est dite amovible car le patient peut la retirer.
- . La prothèse à complément de rétention: c'est une prothèse totale conventionnelle muco-portée et stabilisée par des implants. C'est ce type de prothèse supra implantaire que nous envisagerons dans le cadre de cette thèse. La prothèse complète bimaxillaire est idéalement déjà réalisée avant la pose d'implants suivant les concepts déjà énoncés.

9.1.1. A la mandibule (14,24)

Il existe généralement 3 types d'attachements en PACSI à la mandibule:

- . Les attachements axiaux
- . Les barres de jonction
- . Les dispositifs magnétiques

Les deux premiers sont les plus utilisés, de plus, il existe un rapport de consensus établissant la PACSI mandibulaire sur 2 implants avec attachements boules comme le traitement de référence chez l'édenté total mandibulaire (25)

9.1.2. Au maxillaire (13,24)

La prothèse amovible complète supra implantaire est moins pratiquée au maxillaire qu'à la mandibule. Il y a plusieurs raisons à cela:

- . Les prothèses amovibles conventionnelles au maxillaire donnent en général de bons résultats en raison de leur plus grande surface d'appui.
- . Au maxillaire, 4 implants au minimum sont nécessaires (idéalement 6), ce qui implique un coût supérieur. La quantité et la qualité osseuse du maxillaire nécessitent l'utilisation de plusieurs implants. De plus, la conception des prothèses complètes dites en « fer à cheval » dégage en grande partie la voûte palatine, engendrant une transmission des forces plus importante sur les implants.
- . Les taux de survie implantaire au maxillaire sont inférieurs à ceux de la mandibule: à la mandibule le taux d'échec d'ostéo-intégration est inférieur à 10%, alors qu'au maxillaire il oscille entre 8 et 30% et au niveau prothétique, le taux de succès des prothèses à complément de rétention varie à la mandibule entre 95 et 97% contre 72 à 78% au maxillaire.

. Le seul type d'attachement possible est la barre de jonction, laquelle doit se situer parallèlement au plan frontal, ce qui implique des implants placés dans une configuration trapézoïdale et symétrique par rapport au plan sagittal médian.

Les attachements unitaires axiaux sont déconseillés pour le maxillaire.

9.2. Etape pré-implantaire

Les critères spécifiques de la situation clinique guidant la pose des implants sont les suivants:

. Forme de la crête mandibulaire:

La forme trapézoïdale favorise la réalisation de la barre de jonction. En présence d'une forme ogivale ou arrondie, les attachements axiaux sont plus indiqués sinon il est possible d'augmenter le nombre d'implants pour segmenter la barre.



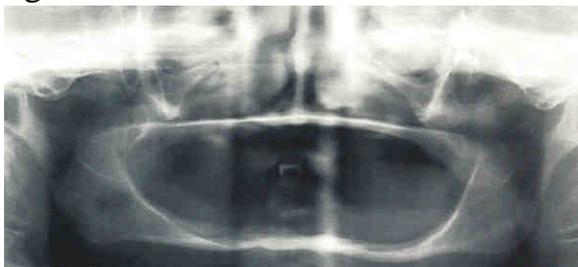
Cas d'une crête défavorable (31)



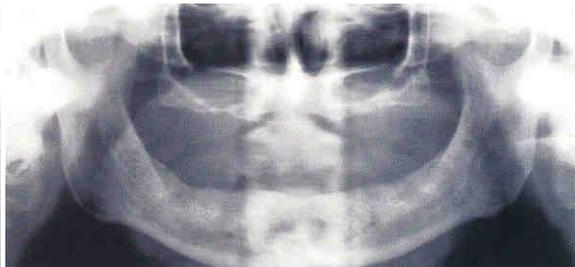
Cas d'une crête favorable (31)

. Degré de résorption et qualité osseuse:

En présence d'une faible hauteur d'os et/ou d'un os de faible densité, il est préférable d'augmenter le nombre d'implants et de les solidariser avec une barre rigide.



Cas d'une forte résorption (31)



Cas d'une très faible résorption (31)

. Espace entre les crêtes:

Hauteur et position du système d'attachement doivent être déterminées en fonction de l'espace entre les crêtes disponible. En général, 7mm de hauteur et 5 mm de largeur.



Téléradiographie avec prothèse en bouche pour évaluer l'espace disponible (31)

. Parallélisme implantaire:

En présence d'une faible divergence implantaire, des attachements sphériques peuvent être utilisés. En cas de divergence importante, une barre de jonction permet de gérer les axes.

. Distance interimplantaire:

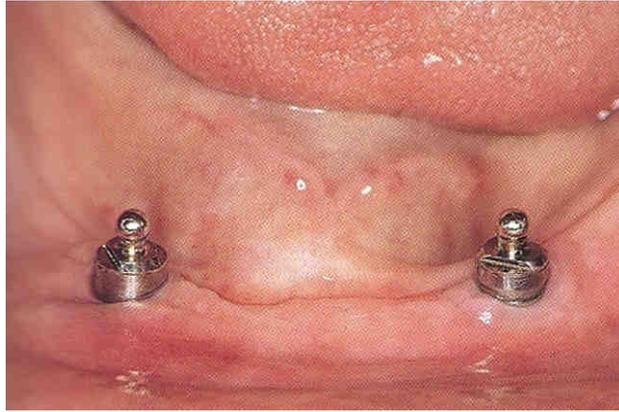
Une distance de 8 à 10mm entre 2 implants est nécessaire. Une distance de 15mm entre les piliers permet d'éviter une déformation de la barre pendant la fonction.

9.3. Chronologie du traitement en PACSI (24,31)

Nous n'envisagerons ici que le traitement de la PACSI mandibulaire avec conservation de la prothèse amovible complète réalisée suivant les critères précédemment décrits, avec réfection de la base.

9.3.1. Avec attachements sphériques (24,31,35)

- . Les vis de cicatrisation sont déposées.
- . Les attachements boules sont mis en place et vissés sur les implants



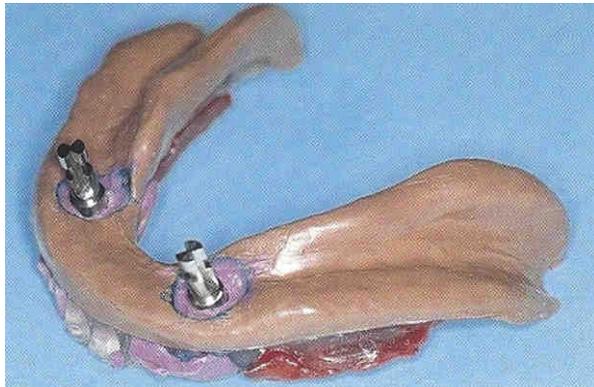
Piliers boules sont posés (31)

- . La prothèse est évidée en regard des piliers, l'absence de contact doit être vérifiée.
- . L'empreinte fonctionnelle est réalisée de manière classique, la prothèse servant de porte empreinte.

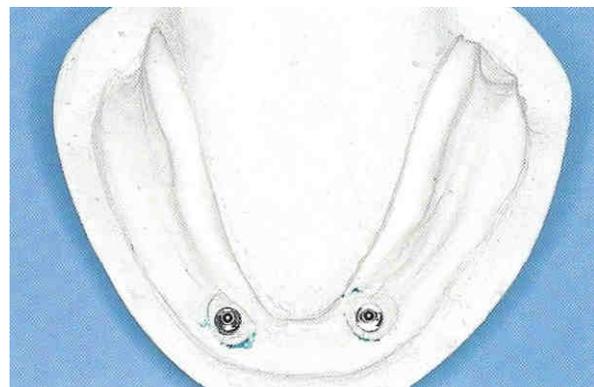


Empreinte avec enregistrement des attachements (31)

- . Après désinsertion de la prothèse, des répliques de piliers attachements boules sont positionnées, l'empreinte est traitée et la prothèse est montée sur articulateur



Positionnement des répliques d'attachements (31)



Modèle de travail avec répliques des piliers sera monté sur articulateur (31)

. Sur le modèle obtenu, les parties femelles sont positionnées et la réfection réalisée de manière classique.

9.3.2. Avec barre de conjonction (24,31)

- . Les vis de cicatrisation sont déposées.
- . Les transferts d'empreintes sont mis en place sur les implants ou piliers.
- . La prothèse est évidée en regard des transferts.
- . L'empreinte fonctionnelle est réalisée de manière classique, la prothèse servant de porte empreinte.
- . Après désinsertion de la prothèse, des analogues d'implants ou de piliers sont connectés aux transferts, l'empreinte est traitée et la prothèse est montée sur articulateur.



Utilisation de transferts de piliers ou d'implant (31)

. Le positionnement et la confection de la barre se font par rapport à des clés en silicone vestibulaires et linguales de la prothèse.



Clé linguale en silicone (31)



Clé vestibulaire en silicone (31)

- . La barre est validée cliniquement.
- . La réfection de base est réalisée de façon classique.

9.4. Apport de l'informatique: intérêts de l'IAO (implantologie assistée par ordinateur) (4,13,20,28,31,38)

L'IAO permet trois applications distinctes et indépendantes les unes des autres:

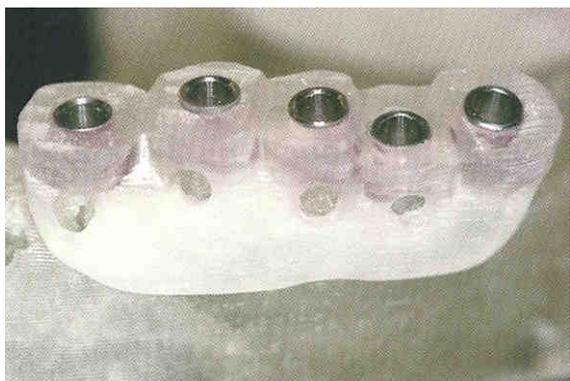
- . La planification du plan de traitement
- . La chirurgie guidée lors de la pose des implants
- . La possibilité de préparer une prothèse unitaire, partielle ou totale, avant même que la chirurgie n'ait eu lieu. Cette troisième application ne nous concerne pas dans le cadre de cette thèse, mais s'avère cruciale dans le cadre de la prothèse totale fixée implanto-portée. Les bridges avec superstructures sur implants (12,27,28,34) font intervenir l'informatique de façon systématique .

9.4.1. Planification du plan de traitement.(4,13,31)

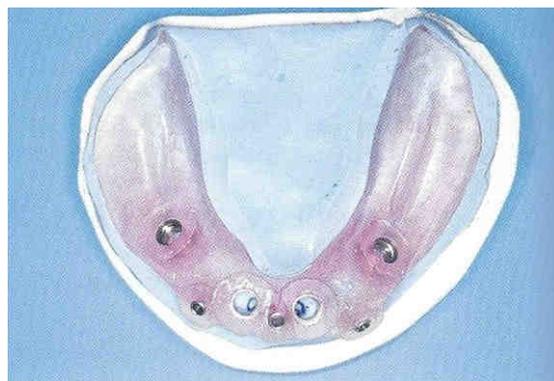
Le développement et la propagation de la radiographie (scanner) suivie du cône beam couplés à des logiciels informatiques 3D permettent de reconstituer fidèlement sur des écrans d'ordinateur les structures osseuses des patients, avec possibilité d'interaction. Le guide d'imagerie est alors nécessaire. L'utilisation de la prothèse conventionnelle comme source pour la réalisation du guide permet la matérialisation des impératifs prothétiques au moment de la réalisation du scanner.

9.4.2. Chirurgie guidée à l'aide d'un guide chirurgical. (4,38,44)

Le chirurgien dentiste a la possibilité de repérer sur ordinateur les emplacements des implants avant la chirurgie et de procéder à la simulation de pose des implants. Il peut réaliser la pose guidée des implants dans les positions de son choix à l'aide du guide chirurgical. Ce guide chirurgical est obtenu en dupliquant la prothèse amovible conventionnelle validée tant sur le plan esthétique que fonctionnel. Les sites implantaires sont déterminés avec précision et se trouvent tous dans l'enveloppe prothétique définie par la prothèse. Il existe deux types de guide: guide chirurgical standard avec canon de forage et guide stéréolithographique (à appui osseux ou bien à appui muqueux). Les guides stéréolithographiques sont environ trois fois plus précis, atteignant des valeurs proches de la navigation implantaire assistée par ordinateur. Ces guides stéréolithographiques sont fabriqués par FAO via le procédé de fabrication additive stéréolithographique.



Guide stéréolithographique à appui osseux (31)



Guide stéréolithographique à appui muqueux (31)

9. Conclusion.

Nous avons donc vu les différentes étapes où l'informatique pouvait se substituer aux méthodes classiques pour la réalisation d'un appareil complet bimaxillaire.

Dès le début du traitement, l'informatique est utile pour l'acquisition des données du patient, de façon la plus simple via la carte vitale ou par la photographie jusqu'à la réalisation d'examens complémentaires tels que l'imagerie pour le contrôle du volume osseux ou encore l'Arcus Digma pour l'examen des ATM.

Les séances d'empreintes primaires et secondaires ne peuvent être substituées par le biais de moyen informatique. Il n'est à l'heure actuelle pas encore possible de réaliser l'enregistrement par empreinte optique d'une arcade complète prenant en compte la dualité tissulaire. Cela évoluera avec l'empreinte dynamique utilisant un système de caméra intra buccale permettant un enregistrement tout en faisant intervenir le jeu musculaire des différents tissus. Les plâtres issus des empreintes secondaires sont en revanche utilement numérisés par le biais de scanner dans plusieurs études, c'est l'étape d'acquisition des données numériques.

Les étapes de détermination du rapport maxillo-mandibulaire et de son enregistrement ne s'affranchissent pas pour le moment de l'étape clinique classique. Il est en revanche possible de numériser le résultat obtenu c'est à dire numériser le moulage des deux arcades en relation centrée grâce aux maquettes d'occlusion. Les articulateurs numérisés sont utilisés pour de la prothèse fixée, une seule étude (BUSCH M, KORDASS B, (3)) fait intervenir un articulateur virtuel pour l'élaboration d'une prothèse complète. Une autre étude ((45), YUCHUN SUN, PEIJUN LU, YONG WANG) est en cours d'élaboration pour la conception d'un articulateur virtuel dans le cadre d'un patient totalement édenté.

A partir des données numérisées obtenues, il est possible via un logiciel de CAO de conceptualiser une maquette de la future prothèse. Différents logiciels sont développés, mais aucun n'est à l'heure actuelle commercialisé, contrairement à ceux pour la prothèse amovible. Tous ces logiciels dont le fonctionnement a été décrit sont actuellement uniquement au stade d'étude.

Toutes les études citées démontrent qu'il est possible de réaliser un appareil complet bimaxillaire par moyen de la CFAO, mais tous sont unanimes pour dire que des détails doivent être améliorés en matière de logiciel de conception, de moyens de fabrication (surtout pour les dents, la base ne posant

pas de réel problème) et qu'il est peu probable pour le moment qu'un système commercial fasse son apparition.

Il semble que la tendance actuelle de l'utilisation de l'informatique soit surtout portée vers l'implantologie et la réalisation de solution fixée implanto-portée. Dans cette discipline, l'informatique intervient depuis l'élaboration du plan de traitement implantaire jusqu'à la fabrication de barre de titane par FAO en support de bridge complet.

Malgré cela, l'informatique a fait son entrée dans le cabinet dentaire et la tendance ira vers une plus grande présence de l'informatique et vers l'apparition de nouveaux champs d'applications: un cabinet dentaire sans ordinateur est devenu une chose difficilement concevable.

11. Références bibliographiques.

1. BOUILLOT R.

Cours de photographie numérique. Principes, acquisition et stockage. Collection Audio-photo-vidéo.

Paris: Dunod, 2009, 3^{ème} ed.

2. BUSCH M et KORDASS B.

Concept and development of a computerized positioning of prosthetic teeth for complete dentures.

Int J Comput Dent 2006; **9**(2):113-120.

3. CENTRE NATIONAL D'INNOVATION ET DE FORMATION DES PROTHESISTES DENTAIRE et UNION NATIONALE PATRONALE DES PROTHESISTES DENTAIRE.

Le guide de la CFAO.

<http://www.cnifpd.fr/guidecfao/index.html>.

4. DAVARPANAH M, SZMUKLER-MONCLER S, DAVARPANAH K, et RAJZBAUM P.

Implantologie assistée par ordinateur.

Paris: Cdp, 2011.

5. DUPAS PH et PICART B.

Comprendre l'articulateur au cabinet dentaire et au laboratoire de prothèse.

Paris: Cdp, Groupe Liaisons, 2001.

6. DURET F.

La CFAO Dentaire, six ans après la première présentation au congrès de l'ADF de 1985.

Actual Odontostomato (Paris) 1991;**45**(175):431-454.

7. DURET F, BLOUIN JL.

De l'empreinte optique à la conception et la fabrication d'une couronne dentaire,

J Dent Que 1986;**23**:177-180.

8. DURET F, DURET B et PELISSIER B.

Le temps de pionniers.

Inf Dent 2007;**89**(29):1659-1662.

9. DURET F, DURET B et PELISSIER B.

Le temps des démonstrations.

Inf Dent 2007;**89**(29):1663-1668.

10. DURET F, DURET B et PELISSIER B.

Un futur prometteur.

Inf Dent 2007;**89**(29):1704-1712.

11. DURET F, PELISSIER B et DURET B

Peut-on envisager de faire des empreintes optiques en bouche?

Stratégie Prothétique 2005;**5**(1):67-74.

- 12. EHRENKRANZ H, LANGER B et MAROTTA L.**
Complete-arch maxillary rehabilitation using a custom-designed and manufactured titanium framework : a clinical report.
J Proshet Dent 2008;**99**(1):8-13.
- 13. GANZ SD.**
Computer-aided design/computer-aided manufacturing applications using CT and cone beam CT scanning technology.
Dent Clin North Am 2008;**52**(4):777-808,vii.
- 14. HUE O et BERTERETCHE MV.**
Prothèse complète. Réalité clinique, solutions thérapeutique.
Paris: Quintessence International, 2004.
- 15. JAUDOIN P, COUTAREL-FOND C et MILLET C.**
Aspects psychologiques de l'édentation totale.
Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23-325-B-08, 2007,**6**
- 16. JAUDOIN P, MILLET C et MISFUD S.**
Empreintes en prothèse complete.
Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23-325-E-12, 2006,**4**
- 17. JEANNIN C et MILLET C.**
Rapport intermaxillaire.
Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23-325-E-12, 2006,**6**
- 18. JIANG WU, BO GAO, HUA TAN et JING CHEN.**
A feasibility study on laser rapid forming of a complete titanium denture base plate.
Lasers Med Sci 2010; **25**(3):309-315.
- 19. KANAZAWA M, INOKOSHI M, MINAKUCHI S et OHBAYASHI N.**
Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures.
Dent Mater J 2011;**30**(1):93-96.
- 20. KAPOS T, LINAH M, GERMAN O GALLUCCI et coll.**
Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry.
Int J Oral Maxillofac Implants 2009;**24**(Suppl):110-117.
- 21. KAWAHATA N, ONO H, NISHI Y et coll.**
Trial of duplication procedure for complete dentures by CAD/CAM.
J Oral Rehabil 1997;**24**(7):540-548.
- 22. MAEDA Y, MINOURA M, TSUTSUMI S et coll.**
A CAD/CAM system for removable denture. Part I: fabrication of complete dentures.
Int J Prosthodont 1994;**7**(1):17-21.
- 23. MARIANI P et PRECKEL BE.**
Examen clinique de l'édenté total
Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23-325-B-10, 2001,**6**

24. MARTINEZ H, RENAULT P, GEORGES RENAULT G, et coll.

Les implants: chirurgie et prothèse, choix thérapeutique stratégique.
Paris: Cdp,2008.

25. MAZZOLI A, GERMANI M, RAFFAELI R et GRACCO A.

Three-dimensional and visualization supports in orthodontics based on Reverse Engineering and Solid Free-form Fabrication techniques.

<http://www.intechopen.com/books/modelling-simulation-and-optimization/three-dimensional-diagnosis-and-visualization-supports-in-orthodontics-based-on-reverse-engineering->

26. MILLET C, JEANNIN C et JAUDOIN P.

Dimensions verticales en prothèse complète.

Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23-325-E-10, 2006,12.

27. MOY PK.

Delivery of full arch restoration immediately after implant placement surgery: immediate function

Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am 2006;14(1):107-120.

28. NOCINI PF, VERLATO G, FRUSTACIA A, et coll.

Evidence-based dentistry in oral surgery: could we do better?

Open Dent J 2010;4(3):77-83.

29. POMPIGNOLI M, DOUKHAN J et RAUX D.

Prothèse complète clinique et laboratoire Tome 1.

Rueil-Malmaison, Groupe Liaisons, 2005.

30. POMPIGNOLI M, DOUKHAN J et RAUX D.

Prothèse complète clinique et laboratoire Tome 2

Rueil-Malmaison, Groupe Liaisons, 2005.

31. POSTAIRE M, DAAS M et DADA K.

Prothèses et implants pour l'édenté complet mandibulaire.

Paris: Quintessence International, 2006.

32. RIGNON-BRET C et RIGNON-BRET JM.

Prothèse amovible complete, prothèse immediate, prothèse supraradiculaire et implantaire.

Paris: Cdp, Groupe Liaison, 2002.

33. RUDOLPH H, LUTHARDT RG et WALTER MH

Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD CAM technology.

Comput Biol Med 2007;37(5):579-587.

34. SANNA AM, MOLLY L et VAN STEENBERGHE D

Immediately loaded CAD-CAM manufactured fixed complete dentures using flapless implant placement procedures: a cohort study of consecutive patient.

J Prosthet Dent 2007;97(6):331-339.

35. SCHITTLY J, RUSSE P et HAFIAN H.

Prothèses amovibles stabilisées sur implants. Indications et modes d'utilisation de l'attachement Locator.
Cah Prothèse 2008;142:28-35.

36.SCHOENDORFF R, ORGIAZZI G, MILLET C

Choix et montage des dents en prothèse complète
Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie, 23-325-F-10, 1997,17.

37. SOLLABERRIETA E, ETXANIZ O, MINGUEZ R, et coll.

Design of a virtual articulator for the simulation and analysis of mandibular movements in Dental CAD/CAM.
Competitive Design, Cranfield University, 30-31 March 2009:323.

38. TEE-KHIN N, CHENG AC, LEE H, WEE AG et coll.

The management of a completely edentulous patient using simultaneous maxillary and mandibular CAD/CAM-guided immediately loaded definitive implant-supported prosthesis: a clinical report.
J Prosthet Dent 2008;99(6):416-420.

39. THUAL C, COURTIEU K et HOORNAERT A.

Exploration fonctionnelle des articulations temporo-mandibulaires: apport de l'Arcus Digma.
Cah Prothèse 2007;139:29-41.

40. TSUJI M, NOGUCHI N, SHIGEMATSU M et coll.

A new navigation system based on cephalograms and dental cast for oral and maxillofacial surgery.
Int J Oral Maxillofac Surg 2006;35(9):828-836.

41. UNGER F.

La CFAO en Question.
Focus Clinique, le fil dentaire, 09/05/2008:16-18.
<http://www.lefildentaire.com/articles/clinique/autres/267-la-cfao-en-questions>.

42. WEHMOLLER M, EUFINGER H, KRUSE D et MASSBERG W

CAD by processing of computed tomography data and CAM of individually designed prostheses.
Int J Oral Maxillofac Surg 1995;24(1 Pt2):90-97.

43. WITKOWSKI S et LANGE R.

Applications de la stéréolithographie dans la technique dentaire.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 2003;113(8):15.

44. WONG NY, HUFFER-CHARCHUT H et SARMENT DP.

Computer-aided design/computer-aided manufacturing surgical guidance for placement of dental implants: case report.
Implant Dent 2007;16(2):123-130.

45. YUCHUN SUN, PEIJUN LU et YONG WANG.

Study on CAD and RP for removable complete denture.
Comput Methods Progra Biomed 2009;93(3):266-272.

Table des illustrations

Trajet d'ouverture-fermeture dévié vers la droite (29) :	p. 23
Scanner 3D préchirurgical permettant l'analyse des tissus mous (14)	p. 25
Matériel de l'Arcus Digma (39)	p. 25
Vue schématique transmetteur et récepteur de l'Arcus Digma (39)	p. 26
Arcus Digma en place sur le patient (39)	p. 26
Tracé d'ouverture/fermeture pour une mobilité mandibulaire normale (39)	p. 27
Mouvements de propulsion/rétropulsion pour une mobilité dentaire normale (39)	p. 31
Tracés en propulsion (39)	p. 27
Grade I en vue frontale (39)	p. 28
Grade II en vue frontale (39)	p. 28
Grade IV arthrose (39)	p. 29
Les 3 impératifs des empreintes (16)	p. 29
Principe d'un détecteur utilisant la triangulation laser (3)	p. 32
Système scanner au laser et laser en application (40)	p. 32
Scanner laser 3D avec moulage d'empreinte secondaire (45)	p. 33
Technique holographique (3)	p. 34
Articulateur Quick Master de chez Fag (14)	p. 38
Boîtier condylien du Quick Master (14)	p. 38
Représentation schématique de l'articulateur (30)	p. 39
Triangle obtenu après sélection de trois points (40)	p. 40
Correspondance entre les points mandibulaires et le céphalogramme (40)	p. 40
Coordination entre les données du système LED et du céphalogramme (40)	p. 41
Enregistrement des coordonnées de déplacement mandibulaire (40)	p. 41
Caméra CCD captant les émissions des diodes LED (40)	p. 41
Processus de modélisation du Stratus 200 (37)	p. 42
Modélisation de l'ATM sur le Stratos 200 (37)	p. 42
Simulation de protrusion du Henar Mark II (37)	p. 42
Simulation des mouvements latéraux du Hanau H2 (37)	p. 42
Schéma cuspidiens lors de l'OIM (30)	p. 43
Contact occlusaux en propulsion (30)	p. 43
Articulé équilibré en latéralité unilatérale (36)	p. 44
Stabilité en mastication (30)	p. 44
Ligne vestibulaire de Gysi (36)	p. 45
Repères du montage mandibulaire (36)	p. 45
Données 3D issues de la numérisation de prothèses existantes (19)	p. 46
Données 3D de la nouvelle prothèse (19)	p. 47
Données 3D de la base de la nouvelle prothèse (19)	p. 47
Représentation des maxillaires et de l'espace interalvéolaire (2)	p. 48
Représentation du plan médian de l'articulateur, du plan occlusal (2)	p. 48
Représentation de l'arcade dentaire prolongée à l'avant avec arcade dentée (2)	p. 48
Vue interne des arcades dentaires après le montage virtuel des dents (2)	p. 49
Composants du Filou 28 (2)	p. 49
Positionnement des ailes latérales (2)	p. 49
Position spatiale virtuelle du Filou 28 (2)	p. 50
Montage final (2)	p. 50
Schémas de la seconde étude (45)	p.50 55
Clef de montage sur articulateur Quick Master (14)	p. 57
Détail de la clef en plâtre de remise en place de la prothèse (14)	p. 57

Prothèse dans le moufle (14)	p. 58
Injection de résine, moufle dans la bride (14)	p. 58
Moufle en place immergé dans l'eau à 98° (14)	p. 58
Schéma d'une machine d'usinage à 5 axes (3)	p. 61
Donnés 3D de la prothèse finale (19)	p. 61
Donnés 3D de la base de la future prothèse (19)	p. 61
Base de la future prothèse en acrylique (19)	p. 62
Base de la prothèse avec dents artificielles (19)	p. 62
Résultats sens frontal, niveau occlusal, niveau muqueux (19)	p. 62
Schéma d'une imprimante 3D (25)	p. 64
Schéma du procédé de stéréolithographie (25)	p. 66
Principes de micro fusion laser par succession couche par couche (41)	p. 67
Schéma de la réalisation de l'étude (18)	p. 67
Plaque de prothèse en titane après LRF et après polissage (18)	p. 68
Tableau des champs d'application de chaque technique (3)	p. 69
Cas d'une crête défavorable (31)	p. 71
Cas d'une crête favorable (31)	p. 71
Cas d'une forte résorption (31)	p. 71
Cas d'une très faible résorption (31)	p. 71
Téléradiographie avec prothèse en bouche (31)	p. 72
Piliers boules sont posés (31)	p. 73
Empreinte avec enregistrement des attachements (31)	p. 73
Positionnement des répliques d'attachements (31)	p. 73
Modèle de travail avec répliques des piliers (31)	p. 73
Utilisation de transferts de piliers ou d'implant (31)	p. 74
Clé linguale en silicone (31)	p. 74
Clé vestibulaire en silicone (31)	p. 74
Guide stéréolithographique à appui osseux (31)	p. 76
Guide stéréolithographique à appui muqueux (31)	p. 76

ABDEL RAHMAN(Waieil). – Contribution de l’informatique à la réalisation d’une prothèse amovible complète bimaxillaire. (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2012)

RESUME

Il existe des moyens utilisant l’informatique pouvant apporter une aide lors de la réalisation d’une prothèse amovible complète bimaxillaire. Le but de ce travail est de recenser les moyens disponibles à chacune des étapes lors de la conception : examen du patient, empreintes, enregistrement des rapports intermaxillaires, choix lors du montage des dents. La conception assistée par ordinateur sert aussi bien au chirurgien dentiste qu’au technicien de laboratoire. La complémentarité entre ces deux professions demeure indispensable. Même si aucun système permettant de fabriquer une telle prothèse de façon intégralement informatique n’est commercialisée, l’informatique peut prendre le relais sur les techniques classiques dès la prise d’empreinte secondaire. Dans ce travail, nous expliquerons les principes utilisés par l’outil informatique.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Odontologie

MOTS-CLES MeSH

Informatique dentaire – Dental informatics

Prothèse dentaire complète – Denture complete

Conception assistée par ordinateur – Computer-Aided-Design

Cabinet dentaire – Dental office

JURY

Président : Monsieur le Professeur Amouriq Y.

Directrice :Monsieur le Docteur Le Bars P.

Assesseur : Monsieur le Professeur Giumelli B.

Assesseur : Monsieur le Docteur Le Guehenec L.