

UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

ANNEE 2016

Thèse n° 2016-TOU3-3054

THESE

pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement par

Claire WILLMANN

Le 27/09/2016

**LA CONCEPTION ASSISTEE PAR ORDINATEUR EN PROTHESE
MAXILLO-FACIALE**

Directeur de thèse : Professeur Philippe POMAR

Co-directeur de thèse : Docteur Florent DESTRUHAUT

JURY

Président :	Professeur POMAR Philippe
Assesseur :	Docteur ESCLASSAN Rémi
Assesseur :	Docteur DESTRUHAUT Florent
Assesseur :	Docteur CHABRERON Olivier



Faculté de Chirurgie Dentaire



➔ DIRECTION

DOYEN

Mr Philippe POMAR

ASSESEUR DU DOYEN

Mme Sabine JONIOT

CHARGÉS DE MISSION

Mr Karim NASR

Mme Emmanuelle NOIRRIT-ESCLASSAN

PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE

Mme Anne-Marie GRIMOUD

RESPONSABLE ADMINISTRATIF

Mme Marie-Christine MORICE

➔ HONORARIAT

DOYENS HONORAIRES

Mr Jean LAGARRIGUE +

Mr Jean-Philippe LODTER

Mr Gérard PALOUDIER

Mr Michel SIXOU

Mr Henri SOULET

➔ ÉMÉRITAT

Mr Damien DURAN

Mme Geneviève GRÉGOIRE

Mr Gérard PALOUDIER

➔ PERSONNEL ENSEIGNANT

56.1 PÉDODONTIE

Chef de la sous-section :

Mme BAILLEUL-FORESTIER

Professeurs d'Université :

Mme BAILLEUL-FORESTIER, Mr VAYSSE

Maîtres de Conférences :

Mme NOIRRIT-ESCLASSAN, Mme VALERA

Assistants :

Mme DARIES, Mr MARTY

Adjoints d'Enseignement :

Mr DOMINÉ

56.2 ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE

Chef de la sous-section :

Mr BARON

Maîtres de Conférences :

Mr BARON, Mme LODTER, Mme MARCHAL-SIXOU, Mr ROTENBERG,

Assistants :

Mme GABAY-FARUCH, Mme YAN-VERGNES

Adjoints d'Enseignement :

Mme MECHRAOUI, Mr MIQUEL

56.3 PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ, ODONTOLOGIE LÉGALE

Chef de la sous-section :

Mr HAMEL

Professeurs d'Université :

Mme NABET, Mr SIXOU

Maîtres de Conférences :

Mr HAMEL, Mr VERGNES

Assistant :

Mlle BARON

Adjoints d'Enseignement :

Mr DURAND, Mr PARAYRE

57.1 PARODONTOLOGIE

Chef de la sous-section : Mr BARTHET
 Maîtres de Conférences : Mr BARTHET, Mme DALICIEUX-
 LAURENCIN Assistants : Mr RIMBERT, Mme VINEL
 Adjoints d'Enseignement : Mr CALVO, Mr LAFFORGUE, Mr SANCIER

57.2 CHIRURGIE BUCCALE, PATHOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE, ANESTHÉSIOLOGIE ET RÉANIMATION

Chef de la sous-section : Mr COURTOIS
 Maîtres de Conférences : Mr CAMPAN, Mr COURTOIS, Mme COUSTY
 Assistants : Mme CROS, Mr EL KESRI Mme GAROBY-
 SALOM Adjoints d'Enseignement : Mr FAUXPOINT, Mr L'HOMME, Mme
 LABADIE

57.3 SCIENCES BIOLOGIQUES (BIOCHIMIE, IMMUNOLOGIE, HISTOLOGIE, EMBRYOLOGIE, GÉNÉTIQUE, ANATOMIE PATHOLOGIQUE, BACTÉRIOLOGIE, PHARMACOLOGIE)

Chef de la sous-section : Mr POULET
 Professeur d'Université : Mr KEMOUN
 Maîtres de Conférences : Mme GRIMOUD, Mr POULET, Mr BLASCO-
 BAQUE Assistants : Mr BARRAGUÉ, Mme DUBOSC, Mr LEMAITRE,
 Assistant Associé : Mme FURIGA-CHUSSEAU
 Adjoints d'Enseignement : Mr SIGNAT, Mme VALERA, Mr BARRE

58.1 ODONTOLOGIE CONSERVATRICE, ENDODONTIE

Chef de la sous-section : Mr DIEMER
 Professeur d'Université : Mr DIEMER
 Maîtres de Conférences : Mr GUIGNES, Mme GURGEL-GEORGELIN, Mme MARET-
 COMTESSE Assistants : Mr BONIN, Mr BUORO, Mme DUEYMES, Mme. RAPP, Mr.
 MOURLAN
 Assistant Associé : Mr HAMDAN
 Adjoints d'Enseignement : Mr BALGUERIE, Mr ELBEZE, Mr MALLET

58.2 PROTHÈSES (PROTHÈSE CONJOINTE, PROTHÈSE ADJOINTE PARTIELLE, PROTHÈSE COMPLÈTE, PROTHÈSE MAXILLO-FACIALE)

Chef de la sous-section : Mr CHAMPION
 Professeurs d'Université : Mr ARMAND, Mr POMAR
 Maîtres de Conférences : Mr BLANDIN, Mr CHAMPION, Mr ESCLASSAN, Mme VIGARIOS,
 Mr.DESTRUHAUT Assistants : Mr. CHABRERON, Mr. GALIBOURG, Mr. KNAFO, Mme. SELVA, Mme. ROSCA
 Adjoints d'Enseignement : Mr. BOGHANIM, Mr. FLORENTIN, Mr. FOLCH, Mr. GHRENASSIA,
 Mme. LACOSTE-FERRE, Mr. POGÉANT, Mr. RAYNALDY, Mr. GINESTE

58.3 SCIENCES ANATOMIQUES ET PHYSIOLOGIQUES, OCCLUSODONTIQUES, BIOMATÉRIAUX, BIOPHYSIQUE, RADIOLOGIE

Chef de la sous-section : Mme JONJOT
 Maîtres de Conférences : Mme JONJOT, Mr NASR
 Assistants : Mr CANIVET, Mme GARNIER, Mr MONSARRAT
 Adjoints d'Enseignement : Mr AHMED, Mme BAYLE-DELANNÉE, Mr ETIENNE, Mme MAGNE, Mr TREIL, Mr
 VERGÉ

 L'université Paul Sabatier déclare n'être pas responsable des opinions émises par les
 candidats.

(Délibération en date du 12 Mai 1891).
 Mise à jour au 06 septembre 2016

Je dédie cette thèse :

A Grand-Père, Grand-Mère, Papé, Mamé, Jean-Jacques, Tante Odette et Oncle Michel ainsi qu'à Babaille, Mitaton et Mamanade. J'ai passé une enfance heureuse à vos côtés. Vous êtes excusés pour votre absence aujourd'hui mais j'espère que de là-haut vous êtes fiers de moi.

A mes parents, vous m'avez toujours tout donné, toujours soutenue. Vous avez toujours cru en moi, de tout cœur. Voyagez, profitez de la vie et de votre retraite, je serai toujours là pour vous comme vous avez été là pour moi. Je vous aime.

A Gabriel, huit ans déjà... Comme le temps passe vite à tes côtés et comme je t'aime. Nous avons traversé des joies, des peines et nous avons surtout été très heureux. Que le meilleur soit à venir.

A ma nombreuse belle-famille, qui m'a accueillie à bras ouverts : Nadine, Jean-Marc, Freddy, Lita, Robin, Pierre-Loup, Laura, Paul-Eric, Cyrian et Camille et tous les autres.

A mes amis d'enfance, de fac, de labo et d'ailleurs, vous êtes les meilleurs du monde :

-Doriane, quand nous nous sommes rencontrées nous ne savions ni marcher ni parler mais cela ne nous a pas empêché de devenir amies !

-Marianne, c'est toujours un plaisir de te voir, à Toulouse avec tes parents Cathy et Bernard ou à Lyon avec Nicolas. Merci à tous les quatre pour votre gentillesse.

-Rémy, Fanny et Damien, que d'aventures ensemble depuis la P2, je sais que je pourrai toujours compter sur vous. (Merci de m'avoir fait découvrir la vraie purée au fromage aveyronnaise☺).

-La team toulousaine : Stéphane, BoomBoom, Maud, Egan, Anne-Sophie, PJ, Myriam et Mehmet, Damien Jeux, merci pour votre bienveillance et pour toute l'aide que vous nous avez apporté à Gabriel et moi pour notre maison. Avec vous je me sens en famille.

-Andreia, Nancy, Liubomira, Mathilde, mes amies de labo, je vous souhaite le meilleur pour la suite de vos études. A travers vos récits j'ai découvert l'Equateur, l'Espagne, le Portugal et la Yakoutie. J'ai goûté le thé à la feuille de coca et le chocolat russe. Prochaine étape, les tranches de foie de poulain gelées !?

-Aude, Laure et Guillaume, Charlène, Laurie, Tania, je vous vois moins souvent mais je vous retrouve toujours avec la même joie.

A Isis, Odile, François et Catherine, Geneviève et Gilbert pour les bons moments passés ensemble à Paris, St Dié, Toulouse et en Italie.

A Sophie, Jacques et à ma marraine Annie. Je manque un peu de temps pour venir vous voir mais je pense souvent à vous.

Alla famiglia Vezzù : Rosa, Silvano, Silvia, Tommaso, Grazia, Giada, Emanuele e tutti gli altri. Sono già più di dieci anni che ci conosciamo. Vi ringrazio per questi « appuntamenti annuali » da voi nei Colli Eugani, che passano sempre in fretta, come tutte le cose belle.

Au laboratoire AMIS, à Catherine Thèves, merci pour tes conseils avisés, ton encadrement rigoureux et ta bienveillance. A Xavier pour ton aide précieuse en bio-informatique et parfois aussi en informatique tout court ! A Laure, Lenka et Stéphanie pour m'avoir appris à manipuler correctement. A Patricia, Morgane, Catherine, Line et Marie-Hélène pour l'aide que vous avez toujours su m'apporter. A tous pour votre gentillesse, votre bonne humeur et pour m'avoir accueillie si naturellement dans votre laboratoire.

A mes enseignants et à mes collègues de fac et d'hôpital : M. Prunet, Karim Nasr, Gabriel Fauxpoint, Marie Gurgel et Franck Diemer, Marion, Paul, Pierre-Alain, Rami, Sébastien et Rachel, Eric et Xavier, Nathalie, Cathy, Pascale, Elisabeth, tous mes co-internes et toutes celles et ceux que j'oublie.

A notre président du jury,

Monsieur le Professeur **Philippe POMAR**

-Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse,

-Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,

-Lauréat de l'Institut de Stomatologie et Chirurgie Maxillo-Faciale de la Salpêtrière,

-Habilitation à Diriger des Recherches (H.D.R.),

-Chevalier dans l'Ordre des Palmes Académiques.

Nous avons toujours pu bénéficier de vos conseils avisés ainsi que de votre bienveillance tout au long de ces années d'études. Vous nous avez spontanément ouvert les portes de votre consultation de Prothèse Maxillo-Faciale au cours de laquelle nous avons pu apprécier l'étendue de votre savoir, votre envie de le transmettre, ainsi que vos qualités humaines et votre sollicitude. Nous vous remercions chaleureusement d'avoir accepté d'encadrer ce travail et de présider cette soutenance de thèse. Vous êtes un grand humaniste et un modèle à suivre pour beaucoup d'étudiants. Puisse ce travail, s'il en est digne, vous témoigner notre estime et notre reconnaissance la plus sincère.

A notre jury thèse,

Monsieur le Docteur **Rémi ESCLASSAN**

-Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,

-Docteur en Chirurgie Dentaire,

-Docteur de l'Université de Toulouse (Anthropobiologie),

-D.E.A. d'Anthropobiologie,

-Ancien Interne des Hôpitaux,

-Chargé de cours aux Facultés de Médecine de Toulouse-Purpan, Toulouse-Rangueil et Pharmacie (L1),

-Enseignant-chercheur au Laboratoire d'Anthropologie Moléculaire et Imagerie de Synthèse (AMIS – UMR5288 – CNRS),

- Praticien qualifié en Médecine Bucco-Dentaire (MBD),

- Lauréat de l'Université Paul Sabatier.

Nous vous remercions sincèrement d'avoir accepté de siéger à ce jury de thèse. Durant toutes nos études vous avez été le fil rouge vers lequel nous avons toujours pu revenir. Nous n'oublierons jamais votre patience lors des premiers TP, en deuxième année, votre soutien et votre optimisme lorsque nous avons préparé le concours de l'internat et, plus récemment, la confiance que vous nous avez accordé en nous proposant d'intégrer le laboratoire AMIS. Soyez assuré de notre gratitude et de notre profond respect.

A notre co-directeur de thèse,

Monsieur le Docteur **Florent DESTRUHAUT**

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur de l'École des Hautes Études en Sciences Sociales en Anthropologie sociale et historique,
- Certificat d'Études Supérieures en Prothèse Maxillo-Faciale,
- Certificat d'Études Supérieures en Prothèse Conjointe,
- Diplôme Universitaire de Prothèse Complète Clinique de Paris V,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier.

Nous vous remercions sincèrement d'avoir accepté de diriger ce travail et de siéger dans ce jury. Vous avez toujours été d'une grande bienveillance et d'une grande disponibilité à notre égard. Vous nous avez encadré en clinique, ouvert les portes de votre cabinet à Agen, transmis votre savoir en occlusodontie et montré un aperçu de vos travaux en anthropologie sociale et historique. Vous êtes non seulement un chirurgien-dentiste passionné mais également un brillant homme de lettres. Nous avons toujours eu plaisir à travailler à vos côtés, bénéficiant de vos connaissances, de votre aide et de votre sympathie. Soyez assuré de notre gratitude et de notre profonde estime.

A notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur **Olivier CHABRERON**

-Assistant hospitalo-universitaire d'Odontologie,

-Docteur en Chirurgie Dentaire,

-Master 2 Recherche : Sciences de la Vie et de la Santé – mention : Analyse Fonctionnelle des

Génomomes, spécialité : Anthropologie, délimitation génétique des populations humaines et

Santé,

-Certificat d'Etudes Supérieures de Chirurgie Dentaire Prothèse Dentaire option : Prothèse

scellée,

-Certificat d'Etudes Supérieures de Chirurgie Dentaire Prothèse Dentaire option : Prothèse

Maxillo-Faciale,

-Lauréat de l'Université Paul Sabatier.

Nous vous remercions chaleureusement de nous avoir fait l'honneur de siéger dans ce jury de thèse. Nous avons eu la chance de pouvoir bénéficier de votre expérience et de vos conseils lors des vacances de l'Hôtel-Dieu, où vous nous avez fait découvrir la CFAO, et plus tard lors du DU, où nous avons pu prendre part à une discipline moderne et en plein essor. Vous nous avez donné l'envie de poursuivre dans cette voie et vous avez contribué à notre grand intérêt pour la prothèse, domaine dans lequel vous excellez. Que ce travail puisse vous témoigner notre estime et notre gratitude.

Avant-propos

C'est au cours de ma cinquième année d'étude à la faculté de chirurgie dentaire de Toulouse que j'ai eu l'occasion de découvrir la Prothèse Maxillo-Faciale grâce à l'enseignement du Pr Philippe Pomar, du Dr Florent Destruhaut et du Dr Emmanuelle Vigarios. Cette discipline médicale, extrêmement riche de par son histoire, ses techniques, ses implications et sa complexité, tant sur le plan méthodologique que psychologique, m'a tout de suite attirée. A partir de ma sixième année d'étude et durant mes deux premières années d'internat en Médecine Bucco-Dentaire, j'ai eu la chance de pouvoir suivre la consultation de Prothèse Maxillo-Faciale du Pr Pomar, au centre de soins de Rangueil. J'ai pu assister aux prises d'empreintes, à l'essayage des maquettes en cire et au maquillage pour la réalisation de nombreuses prothèses intra et extra-orales. J'ai pu admirer le savoir-faire artisanal et artistique de M. Eric Toulouse, épithésiste hospitalier, ainsi que les qualités humaines de l'équipe soignante et j'ai vu de nombreux patient, ayant souffert de pertes de substance au niveau du visage, retrouver une qualité de vie comparable à celle qui pouvait être la leur auparavant.

Quand j'ai exprimé au Pr Pomar le souhait de travailler sur une thématique de Prothèse Maxillo-Faciale dans le cadre de ma thèse d'exercice, il m'a orienté vers la Conception Assistée par Ordinateur et ses applications en Prothèse Maxillo-Faciale. J'ai tout de suite accepté ce sujet de recherche car il avait l'originalité d'allier une discipline millénaire à des procédés de travail nouveaux et actuellement en pleine expansion.

Cette thèse sera à lire « en miroir » avec une autre, traitant elle de la Fabrication Assistée par Ordinateur en Prothèse Maxillo-Faciale. Ces thèses constituent une revue de la littérature des techniques de Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur en Prothèse Maxillo-Faciale en 2016 mais retracent également l'historique commun à ces deux disciplines, qui peuvent, au premier abord, sembler si différentes.

Table des matières

Introduction	13
1) Historique	16
1.1) Histoire de la Prothèse Maxillo-Faciale.....	16
1.1.1) La symbolique du visage	16
1.1.2) Naissance et développement des techniques	18
1.2) Histoire de la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur en Prothèse Maxillo-Faciale.....	24
1.2.1) L'imagerie, préalable indispensable à la reconstruction tridimensionnelle du visage.....	24
1.2.2) La réalisation d'épithèses par CFAO	31
1.2.3) Perspectives.....	40
2) L'acquisition de l'image	42
2.1) Introduction.....	42
2.2) La tomodensitométrie	43
2.2.1) Principe	43
2.2.2) Facteurs de qualité de l'image	45
2.2.3) Les artéfacts	46
2.3) Le Cone-Beam ou CBCT (Cone Beam Computed Tomography).....	47
2.3.1) Avantages de la technique	48
2.3.2) Limitations	48
2.4) Les scanners de surface.....	49
2.4.1) le scanner laser	49

2.4.2) La projection de lumière structurée	50
2.4.3) La stéréophotogrammétrie	51
2.4.4) Critères de qualité	52
2.5) Conclusion sur l'acquisition des données	55
3) La reconstruction virtuelle du visage et la création de l'épithèse	56
3.1) Introduction	56
3.2) Composition d'un système de CAO	56
3.2.1) Le logiciel	56
3.2.2) Le matériel	57
3.3) Outils de reconstruction du modèle numérique	58
3.3.1) Reconstruction à partir d'une acquisition tomodensitométrie ou Cone-Beam.....	58
3.3.2) Reconstruction à partir du scanner surfacique.....	60
3.4) Le modelage direct en voxels	61
3.5) Les reconstructions à partir de maillages.....	61
3.5.1) Maillages polygonaux	61
3.5.2) Maillages utilisant la méthode des éléments finis ou Finite Element Analysis (FEA).....	63
3.5.3) Critères de qualité de la reconstruction par maillage	64
3.6) Les surfaces NURBS (Non Uniform Rational B-Splines)	65
3.6.1) Définition	65
3.6.2) Construction des surfaces NURBS	65
3.7) La création de l'épithèse	68

3.8) Formats de sortie vers le logiciel de Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO) et la machine-outil.	71
3.8.1) Le format STL et STL 2.0.....	71
3.8.2) Le format Objet.....	72
3.8.3) Autres formats existants.....	72
3.9) Conclusion	73
4) Exemple, le scanner ARTEC 3D space spider	74
4.1) Caractéristiques.....	74
4.2) Exemple suivi à la consultation de Prothèse Maxillo-Faciale du Professeur Pomar.....	75
4.2.1) Acquisition au niveau d'une perte de substance du pavillon de l'oreille droite.....	75
4.2.2) Acquisition au niveau d'une perte de substance nasale.....	76
Conclusion	79
Bibliographie.....	81
Glossaire	88

Introduction

La prothèse maxillo-faciale (PMF) est une discipline millénaire permettant la réhabilitation du visage humain. Elle se situe au carrefour de la médecine par le biais de la reconstruction maxillo-faciale chirurgicale et de l'odonto-stomatologie par la réhabilitation prothétique. Elle nécessite un travail multidisciplinaire permettant une prise en charge globale et adaptée à chaque patient (1, 2). La PMF trouve son domaine d'application en présence d'une perte de substance (PDS) au niveau de la face. Celle-ci peut avoir quatre étiologies différentes. Elle peut être :

- Congénitale : fentes faciales, polymalformations, divisions labio-maxillaires.
- Traumatique : balistique, accidents de la voie publique, accidents domestiques ou autres.
- Oncologique : chirurgie d'exérèse associée ou non à de la chimio/radiothérapie.
- Infectieuse : noma (stomatite gangreneuse touchant les enfants souffrant de malnutrition dans les pays tropicaux) (3) , syphilis , tuberculose ou lèpre par exemple.

La prothèse maxillo-faciale intervient dans les grands appareillages du corps humain. Son champ d'activité est très vaste et ses méthodes de réhabilitation répondent à trois composantes essentielles : fonctionnelle, prothétique et psycho-sociale.

La composante fonctionnelle intervient très précocement dans la prise en charge, elle a pour objectif de prévenir les effets secondaires des différents traitements (chirurgicaux, radiologiques) en agissant de manière active sur les tissus concernés par la lésion. Elle fait appel à la kinésithérapie et à la thérapie manuelle. La composante prothétique permet quant à elle de remplacer l'organe manquant, la perte de substance, tout en essayant de rendre au patient une fonction et un aspect esthétique normaux. Enfin, la composante psychosociale aide le patient défiguré à accepter la mutilation, son nouveau reflet dans le miroir ainsi que le regard porté par ses proches et par la communauté. Le port et l'intégration d'une prothèse devant faire partie de la nouvelle identité du patient, il pourra ainsi retrouver une meilleure qualité de vie et une apparence « banalisée » (4).

Le terme de prothèse, au sens large, provient du grec « *pro-tithêmi* » qui signifie « je place au lieu de ». Les prothèses dites de remplacement peuvent se situer à l'intérieur ou à l'extérieur du corps humain.

A l'intérieur de l'organisme se placent les endo-prothèses. Ces dernières regroupent les prothèses corporelles (ex : prothèses de hanche) et les prothèses maxillo-faciales. A l'extérieur du corps se fixent les ecto-prothèses. On y retrouve également les prothèses corporelles (ex :

bras prothétique), mais aussi les prothèses maxillo-faciales et les prothèses dentaires. Les ecto-prothèses maxillo-faciales permettent le remplacement de parties essentielles du visage telles que l'œil, le nez ou l'oreille : on parlera d'épiprothèse (du grec « *epi* » : « sur ») ou d'épithèse faciale (2). Synthétiquement, il existe donc deux grands volets appartenant à la prothèse maxillo-faciale (*cf figure 1*) :

- Le volet endo-oral dans lequel on retrouve les prothèses obturatrices utilisées pour combler des pertes de substance maxillaires entraînant une communication bucco-sinusienne, bucco-nasale ou bucco-naso-sinusienne. Il s'agit de prothèses dentaires amovibles partielles ou complètes comprenant une partie obturatrice.
- Le volet extra-oral permettant de combler des pertes de substances multi-tissulaires incluant le revêtement cutané (2).

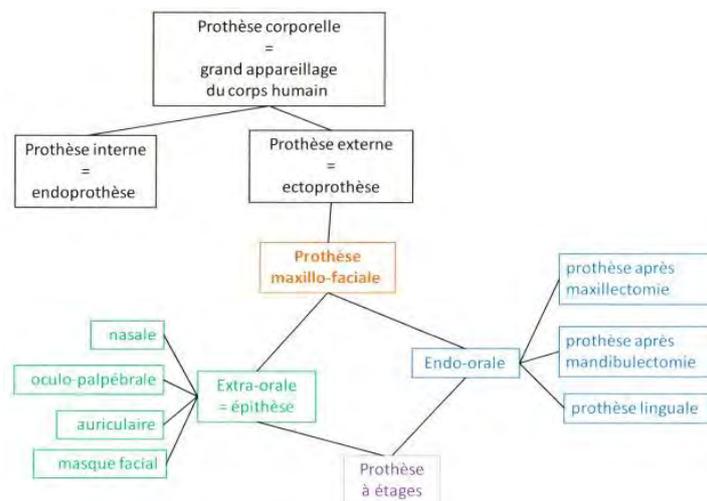


Figure 1 : les champs d'activités en prothèse maxillo-faciale. (La prothèse maxillo-faciale 2015).

La PMF s'inscrit par conséquent dans le concept d'hybridation du corps humain au travers de multiples facettes (4). Le réalisme, la forme, la coloration des prothèses selon la pigmentation de la peau et des muqueuses, la texture, et l'adaptation parfaite de celles-ci avec les tissus humains sont le fruit d'un travail long et symbiotique entre chirurgiens maxillo-faciaux, chirurgiens-dentistes et épithésistes (2).

La confection classique d'une épithèse faciale passe par la réalisation d'une empreinte à l'alginate, consolidée par une suremprise au plâtre. Le modèle est ensuite coulé et les limites de la future épithèse sont tracées sur ce modèle, dans l'idéal au niveau de zones peu visibles, comme des replis peauciers par exemple. Une maquette en cire de la future épithèse est ensuite

façonnée sur le modèle puis essayée et éventuellement modifiée sur le visage du patient. Cette maquette sera ensuite mise en moufle et, selon la technique de la cire perdue, remplacée par de la silicone teintée dans la masse. L'épithèse obtenue sera maquillée au fauteuil, en présence du patient (5, 6). Cette technique, qui a fait ses preuves, est extrêmement fiable et précise. Cependant, elle possède l'inconvénient de nécessiter une empreinte faciale, désagréable pour le patient car oppressante et parfois douloureuse. De plus, la réalisation de la maquette en cire et du maquillage nécessitent les talents artistiques d'un épithésiste devant être présent au fauteuil, ce qui parfois se révèle impossible.

Pour essayer de contourner ces difficultés et grâce au développement de l'informatique à partir des années 80, des ingénieurs et des médecins ont cherché à appliquer les procédés de la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO) à la PMF. Ces nouvelles techniques, expérimentales à leurs débuts, ont peu à peu bénéficié de nombreuses avancées technologiques, notamment dans l'ingénierie, le design informatique et le prototypage rapide pour connaître un vrai boom au début du XXI^e siècle dans de nombreux domaines (industrie, médecine, mode, design...). En PMF, l'utilisation de ces technologies est encore restreinte mais en augmentation constante. Les scanners surfaciques et les logiciels de traitement d'image sont de plus en plus nombreux et de plus en plus précis tant au niveau de l'enregistrement, du modelage que de l'impression 3D.

Nous allons voir, tout au long de cette thèse, comment des techniques, parfois extrêmement complexes à mettre en œuvre à leurs débuts, ont pu peu à peu évoluer vers les technologies actuelles de Conception Assistée par Ordinateur (CAO) ainsi que les principales méthodes d'acquisition et de traitement de l'image employées à ce jour.

1) Historique

L'origine de la Prothèse Maxillo-Faciale remonte à la Haute-Antiquité et son évolution est intimement liée aux progrès techniques de l'art dentaire, de la prothèse et de la chirurgie maxillo-faciale avec des pères fondateurs communs comme Ambroise Paré, Pierre Fauchard ou Claude Martin (1, 7). Nous allons voir dans un premier temps les bases historiques de la Prothèse Maxillo-Faciale puis nous nous intéresserons à l'évolution de cette discipline en ce début de XXI^e siècle. En intégrant les concepts et la technologie de la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO), la Prothèse Maxillo-Faciale montre une nouvelle fois qu'elle est une discipline médicale sachant prendre les virages de son temps.

1.1) Histoire de la Prothèse Maxillo-Faciale

1.1.1) La symbolique du visage

Depuis que l'Homme existe, le visage a toujours été richement représenté. Nous retrouvons ces représentations à travers les siècles dans des grottes préhistoriques, sur des vitraux, en sculpture, en peinture, dans la littérature ou encore au cinéma par exemple (*cf figure 2*).



Figure 2 : différentes représentations du visage au cours des siècles : a) visage peint sur une paroi de pierre, grotte de Bernifal, (-12 000 à -14 000 ans) ; b) détail de la rosace ouest de la Cathédrale Notre-Dame de Paris (XIII^e siècle) ; c) détail de « Doppio Ritratto », sculpture de Tullio Lombardo (entre 1490 et 1510) ; d) détail de « Lise ou la Bohémienne », huile sur toile, Auguste Renoir (1868).

Il est important de différencier la face du visage. La face est la partie anatomique antérieure de la tête. Elle est constituée de différentes structures osseuses, musculaires, artérielles, veineuses et nerveuses. La précision dans la mobilité des muscles cutanés constitue l'une des caractéristiques propres de l'espèce humaine et représente un outil de communication majeur et unique au sein du règne animal (8).

L'étymologie du mot visage vient du latin *vis*, *visus* (n.m) « ce qui est vu ». Il désigne une personne identifiée par sa figure ou les expressions de ses traits. Ce terme de *vis*, auquel a été rajouté le suffixe *-age* à partir du quinzième siècle, se retrouve encore dans la langue française d'aujourd'hui avec l'expression *vis-à-vis* (« face à face »).

Les diverses mutilations faciales d'étiologies variées ont amené les acteurs de santé à réfléchir d'un point de vue anthropologique sur la signification du visage et à en étudier également le rôle dans les interactions inconscientes entre individus.

De tout temps, ce sont les expressions, les mimiques et les regards qui ont déterminé l'identité d'un individu, la manière dont il est vu et perçu par autrui. Le visage sert donc d'interface entre l'âme et la société via une communication non verbale. Il en découle un sentiment, une impression et une projection affective (5). Le visage, de part cette interface d'échanges émotionnels est donc un connecteur entre individualisation, socialisation et humanité. Ces interactions sont à la base de l'édification de l'individu (9). Durant ces interactions, chaque protagoniste s'attache à contrôler l'image qu'il renvoie à l'autre, selon des normes de bienséance dépendantes du statut et du contexte social qui lui sont propres (4). Malheureusement dans la société occidentale actuelle, la beauté et l'esthétisme sont à l'honneur, entraînant une gêne, une angoisse voire un dégoût au regard des personnes défigurées. On comprend de ce fait beaucoup plus l'importance du caractère dramatique des lésions de la face : le défiguré devient une personne indésirable. La première réaction, souvent inconsciente, face à une personne mutilée sera le rejet et l'exclusion (9). Ces lésions, qu'elles soient congénitales, traumatiques, carcinologiques ou infectieuses, sont une véritable atteinte du corps physique mais également une atteinte à l'identité de la personne, ayant une réelle influence sociale.

Les mutilations et pertes de substances faciales conduisent à deux grands groupes de préjudices (4) :

- Les préjudices fonctionnels (atteinte oro-faciale : phonation, déglutition, alimentation, élocution, vision, odorat...).
- Les préjudices esthétiques (cicatrices, paralysies, asymétries, aplasie tégumentaire, perte de substance...).

La non-reconnaissance du soi face au miroir et le rejet provoqué par autrui sont source d'une importante destruction sociale par manque de normalité et par perte d'appartenance à la communauté. Le chemin à parcourir vers la reconstruction est long : le patient mutilé doit apprendre à s'accepter avec une nouvelle identité faciale, puis doit ensuite trouver la force et le courage d'aller vers les autres pour être reconnu et accepté au sein de la collectivité avec sa nouvelle identité (9).

Les anomalies faciales ont bouleversé l'être humain depuis des millénaires et, à travers les temps et les cultures, on retrouve toujours une volonté de soin et de normalisation de ces lésions évoluant en fonction des progrès techniques, scientifiques et philosophiques de la Préhistoire à nos jours.

1.1.2) Naissance et développement des techniques

1.1.2.1) L'Antiquité

Dans l'Égypte pharaonique, de nombreuses représentations faciales funéraires ont été retrouvées sur des masques ou des sarcophages. Les corps étaient momifiés, tandis que les visages étaient recouverts de masques, non pour cacher la mort, mais pour préserver la personnalité et l'expression du défunt (10).

De plus, pendant une longue période, les sanctions pénales étaient telles que les amputations des mains (vol), du nez (adultère) et des oreilles semblaient courantes. Cela était d'autant plus grave que ces parties du visage avaient un rôle symbolique essentiel en plus de leur fonction physiologique. L'œil par exemple était le reflet de l'âme, mais aussi le moyen de connexion entre les hommes et les dieux au moment de la mort. L'oreille, quant à elle, était le récepteur au monde extérieur mais surtout la porte d'entrée de la sagesse divine. C'est pourquoi, afin de masquer ou de remplacer les lésions, des épithèses en métal non précieux mais aussi en or et en argent ont rapidement vu le jour et se sont développées.

Cependant, la première pièce de réhabilitation s'apparentant à de la prothèse maxillo-faciale connue et relatée dans les écrits est encore plus ancienne, datant de -3000 ans avant JC. Il s'agit de la première trace de cranioplastie, retrouvée lors d'une fouille de cimetière au Pérou. Le crâne est obturé par une plaque d'or et d'argent ayant approximativement la morphologie de l'os manquant (10).

On retrouve également des traces de réhabilitations maxillo-faciales en Asie. Un médecin et chercheur allemand, Popp, publie en 1939 un article dans lequel il relate la découverte, en

Chine, de restaurations oculo-faciales façonnées en métal et enduites d'une couche de laque imitant l'aspect tégumentaire, datant de l'an 200.

1.1.2.2) Le Moyen-Age

Si l'on avance un peu plus dans l'Histoire, il est intéressant d'énoncer l'aventure de Justinien II, empereur byzantin à partir de 685 qui, suite à une rébellion, fut détrôné et humilié publiquement par une amputation nasale et une glossectomie, blessures lui interdisant l'accès au pouvoir. Il fut alors obligé de fuir, pour revenir quelques années plus tard reconquérir son empire avec un « somptueux nez en or » implanté sous un lambeau frontal (10, 11).

En Europe à cette période, l'enseignement médical et chirurgical est influencé par les écrits des savants musulmans, parmi lesquels on peut citer Avicenne et son ouvrage « Le Canon de la médecine », traduit en latin et faisant référence dans les écoles de médecine occidentales (12, 13). On retrouve également des écrits décrivant la correction chirurgicale des fentes palatines dans un ouvrage anglais datant de 920, le « Bald's Leechbook » (14). En France, Henri de Mondeville, chirurgien de Philippe Le Bel, décrit les procédures de nettoyage des plaies et les techniques de sutures qu'il a pu mettre au point en soignant les soldats sur les champs de bataille (15).

1.1.2.3) Les Temps Modernes

Les Temps Modernes représentent un renouveau dans de nombreux domaines, par un retour à la pensée humaniste et une redécouverte des penseurs Grecs et de la pensée sacrée Egyptienne. On assiste à de nombreux progrès techniques ainsi qu'aux grandes découvertes. Dans cette perspective de changement et de modernité certains hommes vont faire évoluer la PMF pour peu à peu lui faire acquérir ses lettres de noblesse. Parmi eux nous pourrions citer :

- Amatus Lusitanus (1511-1577)

Chirurgien juif portugais, exerçant en Hollande, il publie en 1564 ses travaux de chirurgie dans lesquels il relate le premier exemple connu d'obturateur pour perforation palatine. Il s'agit d'une plaque en or incurvée, un peu plus large que l'ouverture palatine, sur laquelle est fixée par un clou recourbé une éponge. Ce dispositif permet de récupérer les sécrétions nasales, de maintenir la plaque et de jouer un rôle d'étanchéité (7, 10, 11).

- Ambroise Paré (1510-1590)

Il débute en tant qu'apprenti chirurgien-barbier pour pratiquer la taille de la barbe ainsi que la réalisation d'interventions chirurgicales minimales. Il étudiera ensuite trois ans à l'Hôtel-Dieu à Paris pour perfectionner ses connaissances en anatomie lui permettant d'acquérir un savoir académique. Bien que la chirurgie soit en ville une pratique limitée, les corps traumatisés par la guerre vont lui permettre de développer sa pratique en PMF (7, 10, 11). Pour réhabiliter ces visages meurtris, il va concevoir :

- Des prothèses nasales : Il crée des nez en or, en argent, en papier mâché ou en toile collée tenus par des lacets pour venir recouvrir les pertes de substances de ceux ayant subi amputations ou blessures de guerre (*cf figure 3*).
- Des prothèses oculaires : « Hypoblepharon » (« *hypo* » : « sous » / « *blépharon* », du grec : « paupière ») faux œil composé d'or et d'argent poli et émaillé pour donner l'éclat d'un œil naturel, glissé sous la paupière pour couvrir une orbite rétrécie.
« Eeblepharon » protection ovale en cuir, maintenue par un lacet ou un fil métallique attaché derrière la tête, imitant l'œil, la paupière et les cils.
- Des prothèses auriculaires : oreilles artificielles en cuir, maintenues en place par un cordon plat et souple attaché à l'arrière de la tête et dissimulé dans les cheveux (*cf figure 3*).

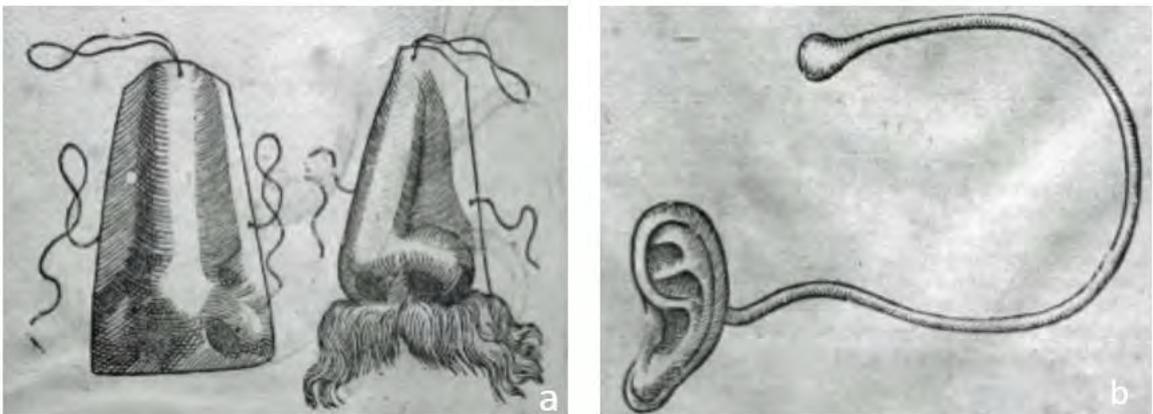


Figure 3 : iconographies d'épithèses conçues et réalisées par Ambroise Paré ; a) épithèse nasale ; b) épithèse auriculaire.

Il devient également le chirurgien des princes et des rois : Henri II, François II, Charles IX et Henri III et sera considéré comme le père de la chirurgie moderne et de la prothèse maxillo-faciale.

A cette période, la médecine se développe, pourtant les matériaux utilisés en PMF évoluent peu, à une exception près, celle de l'œil de verre, inventé par les artisans verriers de Murano au XV^e siècle, plus confortable et esthétique que les yeux faits de métaux et d'émaux et dont Fabrice d'Acquapendente, grand chirurgien italien, fait l'éloge (16, 17).

- Pierre Fauchard (1678-1761)

Chirurgien français dans la marine royale, il se spécialise dans les complications bucco-dentaires du scorbut. Il va être le premier à réaliser des appareillages pour édentés totaux. Il est l'un des plus grands précurseurs de la réhabilitation dentaire. Il confectionne des obturateurs palatins en or ou en argent composés d'une plaque palatine et de 2 ailettes mobiles, repliables et recouvertes d'une éponge pour ne pas blesser le patient. Ces prothèses ont d'abord un rôle fonctionnel d'obturation mais aussi un rôle esthétique avec la pose de dents en ivoire. Il réalise également des prothèses exo-buccales en argent ou en papier mâché afin de réhabiliter les pertes de substances au niveau du visage (*cf figure 4*) (7, 10, 11).

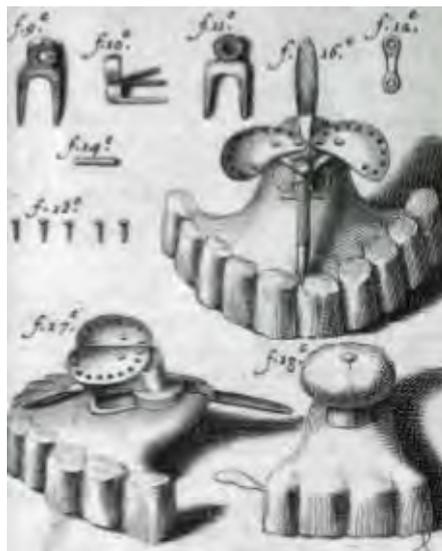


Figure 4 : iconographie de prothèses obturatrices conçues et réalisées par Pierre Fauchard.

- Matthias Purmann (1648-1711)

En 1684, il eut l'idée de ramollir de la cire d'abeille pour l'appliquer entre les dents, à l'emplacement de la future prothèse. Une fois la cire refroidie, elle est sculptée pour servir de modèle. Ceci représente une évolution dans le domaine de la chirurgie dentaire et de la PMF, car, pendant de nombreux siècles, la réalisation des prothèses se déroulait sans prise d'empreinte (7, 10, 11).

1.1.2.4) Le XIXe siècle

La PMF est reconnue comme une discipline autonome. En effet, suite à la révolution industrielle, de nouveaux matériaux apparaissent. De plus, à cette époque, les cicatrises chirurgicales sont souvent aléatoires, donnant lieu à des infections et suppurations des sutures, ceci faisant privilégier la reconstruction prothétique. Paris devient le centre de fabrication de l'œil de verre, substituant ainsi le monopole aux artisans de Murano (10). L'empreinte se développe. En 1820, le dentiste prussien Pfaff s'inspire de la technique de Purmann. Il applique en bouche de la cire d'abeille ramollie du bout des doigts afin d'enregistrer l'anatomie buccale puis il utilise cette cire comme un moule et coule du plâtre à l'intérieur. Il obtient ainsi le premier modèle primaire dentaire en plâtre.

- Claude Martin (1843-1910)

Chirurgien-dentiste qui marqua l'évolution de la PMF par ses découvertes et par la richesse de ses écrits, il est, au même titre qu'Ambroise Paré et Pierre Fauchard, l'un des pères fondateurs de la réhabilitation maxillo-faciale (10). Il fut le premier à utiliser de nouveaux matériaux aux propriétés mécaniques et esthétiques innovantes comme la vulcanite (inventée par Nelson Goodyear en 1851). La vulcanite est un mélange de soufre et de caoutchouc, elle est facile à travailler, à teinter et s'utilise sous forme souple ou rigide. Claude Martin va l'utiliser dans le cas de réhabilitations complexes faciales ou dentaires. Il utilise également la céramique pour les prothèses nasales, sa translucidité imitant assez bien l'éclat et la teinte de la peau (11).

Il décrit également 2 types de prothèses pouvant être utilisées seules ou associées l'une à l'autre :

- La prothèse de remplacement qui peut être immédiate (juste après l'opération) ou la prothèse secondaire (mise en place après la guérison).
- La prothèse de réduction et de contention qui permet d'empêcher ou de corriger la déviation des fragments osseux restants.

1.1.2.5) L'essor de la PMF durant la Grande Guerre (1914-1918)

La période qui symbolise l'essor de la prothèse maxillo-faciale est l'une des plus tragiques de l'Histoire : La Première Guerre Mondiale. De 1914 à 1918, plus de 60 millions d'hommes se retrouvent au combat, au cœur de batailles sans merci. Meurtrière sur le plan humain, la Grande Guerre est aussi la cause de dizaines de milliers de blessures faciales, dont les victimes sont

appelées les « Gueules Cassées ». On observe, durant cette guerre, une très forte augmentation de la prévalence des traumatismes faciaux et des blessures au visage, ceci étant dû à (18-20) :

- la durée du conflit (4 ans et demi) ;
- la modernisation de l'armement et le fort développement de l'artillerie. Les blessures les plus graves étant causées par des éclats d'obus (75% des lésions), des grenades et des armes à feu dont les balles sont propulsées à très grande vitesse ;
- la guerre de position dans les tranchées, où les combattants sont enterrés dans un face à face sanglant, exposant pour première cible la tête (10, 19, 21).

Autrefois, les blessés faciaux, de par l'atrocité et la gravité de leurs lésions, étaient laissés pour mort sur le champ de bataille ou finissaient par perdre la vie au moment des premiers soins. En effet, les plaies béantes, s'infectaient rapidement du fait de leur contact avec les cavités septiques de la face comme les sinus et la cavité buccale. Les blessures étaient par ailleurs souillées par la terre, les débris de bois, les éclats d'os, de dents ou les morceaux de vêtements entraînés par les projectiles (*cf figure 5*) (21).



Figure 5 : soldats blessés au visage lors de la Grande Guerre.

Durant la première Guerre Mondiale, l'évolution de la médecine, de la chirurgie et la découverte de l'anesthésie permirent de sauver de nombreux blessés qui n'auraient, auparavant, pas survécus (7, 19). Mettre au point de nouvelles techniques opératoires ainsi que des prothèses innovantes représente alors l'enjeu principal des chirurgiens maxillo-faciaux et des chirurgiens-dentistes afin de s'adapter à la grande diversité de formes cliniques et de gravités des blessures propres à chaque mutilé. Ces praticiens, tentant de redonner figure humaine à ces hommes sont alors considérés comme des « sculpteurs du vivant » ou des « artistes de l'impossible » (7, 11,

21, 22). Prothétiquement, l'enjeu est de taille car il faut concevoir et personnaliser une réhabilitation différente pour chaque blessé dans le but de rétablir la fonction voire l'esthétisme.

Les prothèses réalisées pendant la Première Guerre Mondiale sont à base de glycérine et de gélatine. Elles sont relativement confortables, cependant elles doivent être renouvelées tous les cinq jours car leur conservation n'est pas idéale. Les patients apprennent donc rapidement à refaire eux-mêmes leur prothèse.

1.1.2.6) De la deuxième Guerre Mondiale à nos jours

Au commencement de la Deuxième Guerre Mondiale, de nouveaux matériaux apparaissent grâce au progrès de la chimie des matières plastiques. Le latex est d'abord utilisé pour ses propriétés très avantageuses : la souplesse, la légèreté et la facilité de coloration. Il sera abandonné ensuite car il s'avère être trop fragile. Il est remplacé par la résine acrylique, fréquemment utilisée en prothèse dentaire, mais sa rigidité constitue un inconvénient majeur pour la prothèse faciale. Enfin, dans les années 1950, les élastomères, utilisés en odontologie, deviennent les matériaux de choix en prothèse maxillo-faciale : la silicone, dont la texture se rapproche davantage de la souplesse de la peau est privilégiée (20). A ces innovations matérielles s'ajoute, à partir de la fin du XXe siècle, la volonté d'intégrer la Conception et la Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO), utilisée dans l'industrie, à la PMF.

1.2) Histoire de la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur en Prothèse Maxillo-Faciale

1.2.1) L'imagerie, préalable indispensable à la reconstruction tridimensionnelle du visage

1.2.1.1) Les Rayons X

Les rayons X (RX) ont été découverts par W. C. Roentgen, professeur de physique théorique à l'université de Würzburg en Bavière, le 8 novembre 1895. Roentgen observe que des décharges électriques dans un tube de Crookes entraînent la fluorescence d'un écran enduit de platino-cyanure de Baryum, placé à proximité. Roentgen baptise ce nouveau rayonnement « X », du nom de l'inconnue en mathématiques. Il réalisera la première image radiographique médicale le 22 novembre 1895, la main de sa femme Anna Bertha (*cf figure 6*) (23).



*Figure 6: main d'Anna Bertha.
(W. C. Roentgen).*

Cette découverte sera suivie par trois quarts de siècle de radiographie argentique exclusive selon le même principe : un tube à rayons X produisant un faisceau homogène, un tissu radiographié traversé par le faisceau incident et un récepteur contenant des sels d'argent sur lequel sera produite l'image latente de l'objet radiographié, qui devra ensuite être révélée chimiquement (*cf figure 7*).

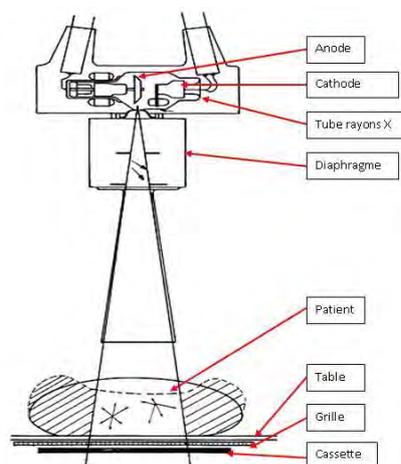


Figure 7 : coupe des équipements de radiographie. (Document CHU Rouen).

L'invention de l'imagerie scanner ou tomographie, mise au point par A.M Cormack (physicien américain) et G.M Hounsfield (ingénieur anglais), date de 1972. Dès 1967 Hounsfield travaille sur la reconnaissance des images numériques et leur stockage sur ordinateur. Le premier scanner crânien est réalisé le 1^{er} octobre 1971 dans un hôpital de Londres.

La technique progresse rapidement et les scanners médicaux de la firme « EMI » (Electric and Musical Industries) se répandent en Europe et aux Etats-Unis dès 1973 (cf figure 8).



Figure 8 : premier scanner « EMI », 1973. (Document EMI).

Le principe repose sur l'acquisition de multiples images en deux dimensions (2D), traitées ensuite informatiquement, pour reconstruire une image tridimensionnelle (3D) du corps ou de l'organe étudié. Générateur de RX et détecteur sont solidarisés ensemble par un dispositif mécanique rigide qui définit un plan de détection et vont progressivement effectuer un mouvement de rotation autour de l'axe défini par la table d'examen où est allongé le patient. La mesure de l'atténuation plus ou moins importante du faisceau de RX collimaté dans chaque plan ou coupe va permettre de connaître la densité des volumes élémentaires présents et de reconstruire informatiquement en 3D l'image de l'organe.

Jusqu'en 1989, seul le mode d'acquisition incrémental est utilisé : une coupe est acquise à chaque mouvement de rotation à 360° du couple générateur/détecteur puis le lit d'examen avance d'un cran pour réaliser la coupe suivante et ainsi de suite. Au début des années 90 apparaissent les scanners hélicoïdaux, puis en 1998, les scanners multibarrettes qui permettant une acquisition des données de plus en plus rapide et précise, minimisant les artéfacts liés aux mouvements, assurant des coupes plus fines et une meilleure couverture de l'organe étudié (23, 24).

Dès la fin des années 70, des ingénieurs et des médecins vont chercher à générer des modèles informatiques tridimensionnels des organes à partir de coupes scanners en deux dimensions. L'idée est d'extraire les contours de l'objet d'intérêt et de l'isoler du reste de l'image (25). C'est Alberti, en 1979, qui aura le premier l'idée de réaliser des modèles anatomiques réels à partir de ces reconstitutions 3D (26). Parmi les premiers prototypes conçus on peut citer ceux de Vannier (1983), Mankovich (1985) et Rhodes (1986) (27-30). Sur chaque coupe scanner, un « découpage » informatique de la partie d'intérêt est réalisé puis chaque coupe est ensuite usinée en matériau plastique ou métallique par une machine-outil de type fraiseuse pour reproduire en 3D la structure d'intérêt. Le but est la réalisation de prothèses sur mesure pouvant être construites directement sur la réplique de l'os support. Le scanner permet en quelque sorte de « prendre l'empreinte » de la structure anatomique sur laquelle sera construite et placée la future prothèse (*cf figure 9*). Avec le développement de l'informatique, des chercheurs ont rapidement essayé de concevoir et d'usiner directement des pièces prothétiques à partir de modèles informatiques de défauts osseux, sans passer par un modèle réel. Un des premiers travaux est celui de Toth en 1987 (*cf figure 10*) (31).

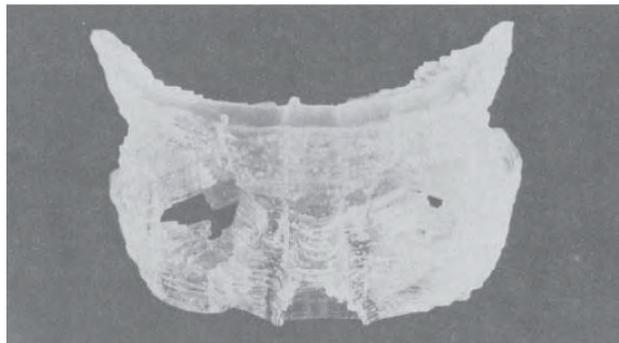


Figure 9 : modèle plastique de la partie frontale du crâne illustrant un défaut de l'orbite droit. (Rhodes 1983).

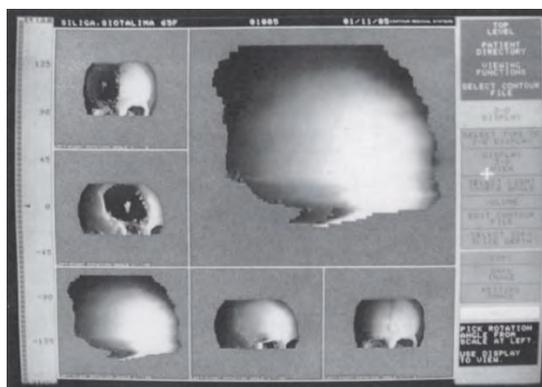


Figure 10 : visualisation informatique du défaut osseux et design de la pièce prothétique. (Toth 1987).

Jusqu'aux années 90, l'usinage par des machines-outils de type fraiseuse semble être la technique privilégiée. La stéréolithographie sous contrôle d'un ordinateur est un procédé relativement nouveau pour l'époque et encore peu exploité en médecine. Il faut attendre les travaux de Mankovich en 1990 pour la voir intégrée à des travaux de CFAO (*cf figure 11*). Cependant, pour l'instant la technique se limite à la reconstitution tridimensionnelle des structures osseuses (32, 33).

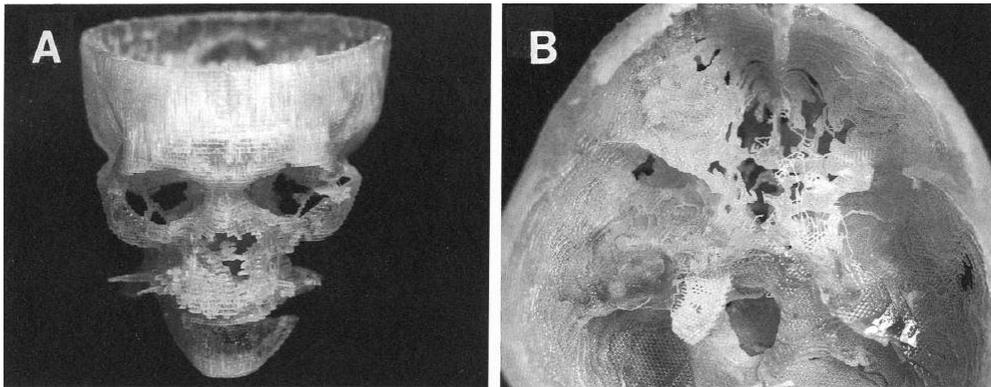


Figure 11 : A : modèle de crâne réalisé par stéréolithographie à partir de coupes scanner. B : détail de la partie antérieure de la base du crâne. (Mankovich 1990).

1.2.1.2) Les scanners de surface

Les premiers travaux datent de 1950 quand des spécialistes de la céphalométrie comme Bjork, Steiner, Sassouni ou Ricketts cherchent à obtenir des relevés tridimensionnels d'angles et de points au niveau du visage. Ils se mettent alors en relation avec des chercheurs travaillant sur la géométrie des surfaces et des volumes et développent la photogrammétrie* en médecine (34, 35).

Au début des années 60, le laser et l'holographie* ainsi que le développement de l'informatique apportent un renouveau à l'analyse tridimensionnelle. Ainsi, Sharp est le premier à proposer, en 1965, la compilation et l'analyse informatique à partir d'images photogrammétriques (35, 36).

La première chaîne complète de CFAO allant de l'acquisition numérique des données par scanner surfacique à l'usinage par machine-outil est décrite par F. Duret en 1973 dans sa thèse intitulée « Empreinte Optique ». Duret s'intéresse à la modélisation des dents, des arcades dentaires et décrit tous les principes de la CFAO moderne permettant la réalisation de couronnes usinées. Les bases sont posées : de la lecture 3D par interférométrie* à la conversion analogique/digitale en passant par la modélisation informatique, l'utilisation de dents théoriques pour construire intrados et extrados prothétiques, les commandes numériques des

machines-outils et l'usinage par soustraction (fraisage, électroérosion) ou par addition (électrodéposition) (34).

Il faudra encore attendre pour voir une procédure de CFAO complète en PMF et en prothèse corporelle mais l'utilisation de l'empreinte optique et du traitement numérique des données se répand en médecine dès la fin des années 80. Plusieurs techniques d'acquisition sont employées comme les franges de moiré* (*cf figure 12*) ou l'utilisation de faisceaux lasers dits « en éventail » (37, 38). Moss, en 1987, est un des premiers à réaliser une empreinte optique du visage, pour une application chirurgicale (*cf figure 13*) (39).

*voir glossaire.



Figure 12 : topogramme utilisant des franges de moiré. (Drerup 1980).



Figure 13 : image 3D du profil avant et après chirurgie obtenue avec un scanner de surface. (Moss 1987).

1.2.2) La réalisation d'épithèses par CFAO

1.2.2.1) Le temps des pionniers

C'est en 1990 qu'Evenhouse et Chen décrivent la réalisation de ce qui peut être la première épithèse d'oreille conçue en utilisant la CFAO. La procédure est expérimentale, longue et fastidieuse mais la démarche intellectuelle est novatrice (40).

- Protocole d'Evenhouse et Chen pour la réalisation de la première épithèse d'oreille conçue et réalisée en utilisant la CFAO :

1/ Réalisation d'une empreinte alginate de l'oreille droite restante.

2/ Coulée de l'empreinte et réalisation d'un modèle en plâtre de l'oreille droite.

3/ Réalisation d'un moule en silicone à partir du modèle en plâtre.

4/ Dans ce moule, coulée d'une oreille droite en élastomère de polyuréthane de couleur claire puis enrobage de cette oreille en élastomère dans une matrice du même matériau mais de couleur sombre. Obtention d'un bloc d'élastomère.

5/ Découpe du bloc d'élastomère dans le sens crânio-caudal avec une machine-outil. Réalisation de 63 coupes de 1mm d'épaisseur.

6 / Photocopie puis numérisation informatique de chaque coupe (*cf figure 14 et 15*).

7/ Réunion de toutes les coupes numérisées pour recréer un modèle virtuel 3D de l'oreille droite du patient.

8/ Réalisation par traitement informatique de l'image miroir de l'oreille droite afin de recréer un modèle de l'oreille gauche manquante (*cf figure 16*).

9/ Section informatique du modèle miroir, en coupes de 0,01 pouce (0,0254 cm) pour préparer l'impression 3D par stéréolithographie.

10/ Impression de deux oreilles gauches en acrylique rigide en 6 heures de stéréolithographie et correction manuelles de quelques imperfections (*cf figure 17*).

12/ Réalisation d'un moule en silicone à partir de la pièce générée par stéréolithographie (*cf figure 17*).

13/ Dans ce moule, coulée d'une réplique en cire de l'oreille gauche utilisée pour l'essayage sur le patient et les retouches (*cf figure 17 et 18*).

14/ Ce modèle en cire sert de base pour un nouveau moule en silicone dans lequel sera coulé la prothèse d'usage d'oreille gauche en élastomère de silicone.

Evenhouse et Chen mentionnent également le scanner surfacique dans ce travail mais pour l'instant ils n'arrivent pas encore à l'intégrer à la procédure de CFAO (cf figure 19).

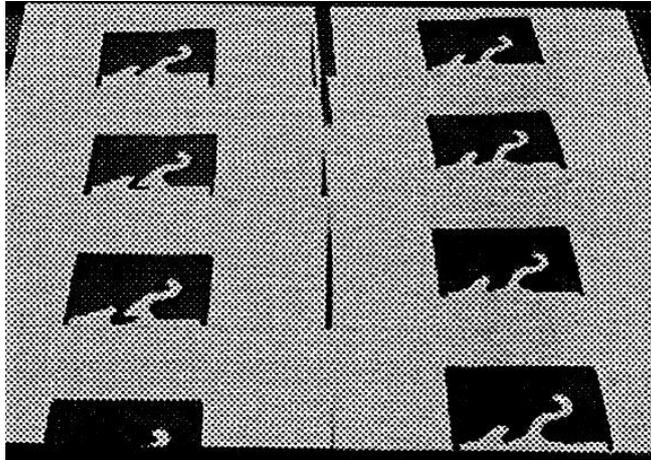


Figure 14 : série de photocopies obtenues à partir de la coupe du bloc de silicone contenant le modèle de l'oreille droite. (Evenhouse et Chen 1990).

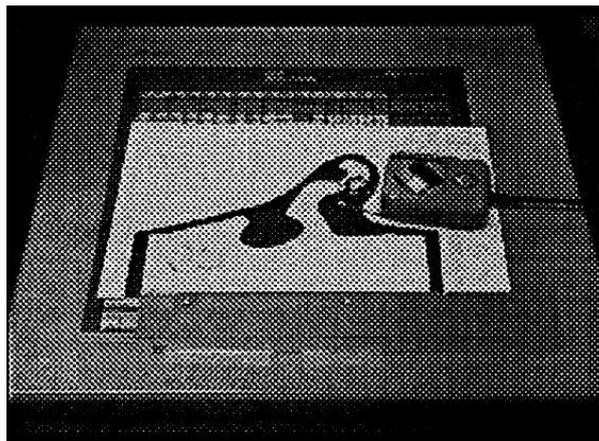


Figure 15 : numérisation des coupes. (Evenhouse et Chen 1990).

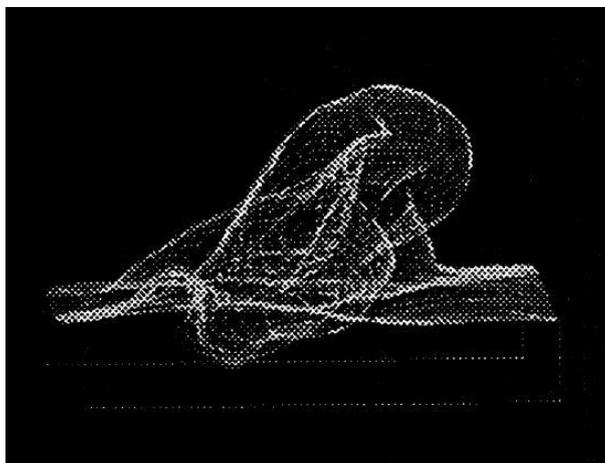


Figure 16 : image 3D de l'oreille droite reconstruite informatiquement. (Evenhouse et Chen 1990).

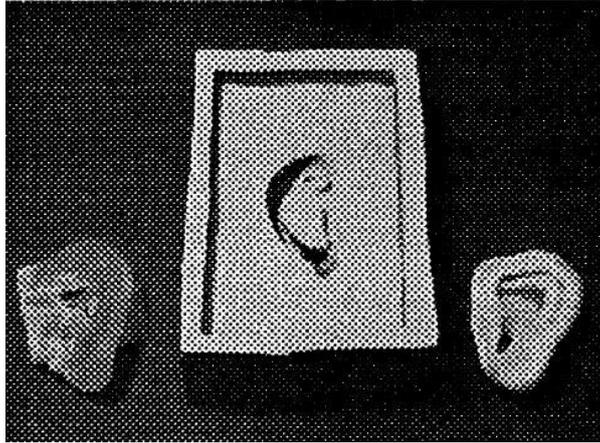


Figure 17 : moule en silicone réalisé à partir du modèle en acrylique (à gauche) et modèle en cire (à droite). (Evenhouse et Chen 1990).



Figure 18 : essayage du modèle en cire sur le patient. (Evenhouse et Chen 1990).



Figure 19 : image numérique 3D du visage du patient obtenue grâce au scanner de surface. (Evenhouse et Chen 1990).

C'est à la fin des années 1990 que l'on voit apparaître les premières procédures complètes de CFAO en PMF utilisant à la fois le scanner de surface, la conception assistée par ordinateur et l'usinage 3D (32).

L'équipe de Chen, en 1997, est la première à réaliser une épithèse en utilisant une chaîne complète de CFAO (41).

- Le protocole de Chen décrit deux méthodes de réalisation d'une épithèse oculo-palpébrale et jugale chez un patient présentant une perte de substance au niveau de l'orbite, de l'os zygomatique et du maxillaire droit suite à une chirurgie d'exérèse carcinologique (*cf figure 20*) :

1/ Dans la première méthode, Chen utilise un scanner de surface laser pour réaliser une empreinte optique du visage du patient puis un traitement numérique de l'image obtenue pour lisser et harmoniser les contours (*cf figure 21*). Il usine ensuite un modèle 3D du visage par stéréolithographie laser, en polymérisant des couches fines de 0,2 mm de résine, pour obtenir une grande précision du modèle (*cf figure 22*). L'usinage prend environ 12 heures. L'épithèse est ensuite construite classiquement sur ce modèle : réalisation d'une maquette en cire puis d'un moule et coulée d'une épithèse en silicone qui sera mise en place sur la perte de substance (*cf figure 23*).



Figure 20 : patient présentant une perte de substance au niveau de l'orbite, de l'os zygomatique et du maxillaire droit suite à une chirurgie d'exérèse carcinologique. (Chen 1997).



Figure 21 : image 3D du visage obtenue par scanner surfacique. A gauche, avant traitement informatique. A droite, après traitement informatique. (Chen 1997).



Figure 22 (à gauche): modèle du visage en résine obtenu par stéréolithographie laser. (Chen 1997).

Figure 23 (à droite): patient, prothèse en place (Chen 1997).

2/ La deuxième méthode de Chen décrit l’empreinte optique 3D du visage puis la création d’une image miroir générée à partir du côté sain du visage du patient (cf figure 24). L’image miroir est retravaillée informatiquement puis superposée à la perte de substance pour en épouser les limites. Les données sont ensuite transmises à une fraiseuse qui va usiner le modèle 3D en cire (cf figure 25). Le modèle sera essayé sur le patient mais l’épithèse ne sera pas réalisée dans ce protocole.

Pour la première fois, un protocole utilise une chaîne complète de CFAO, réunissant à la fois l’empreinte optique, la conception et la fabrication assistée par ordinateur. Cependant il est regrettable que dans la première technique décrite ce soit le modèle du visage et non l’épithèse qui soit réalisée. De même dans la seconde méthode, les auteurs décrivent le design numérique de l’épithèse mais malheureusement leur protocole s’arrête à l’usinage de la maquette en cire.

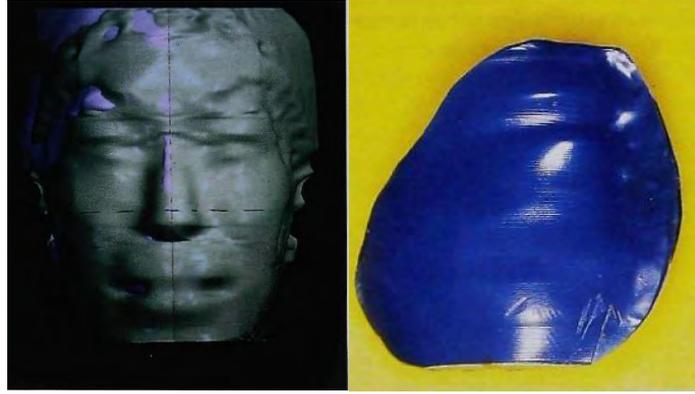


Figure 24 (à gauche): reconstruction informatique de la perte de substance grâce à la production d'une image miroir. (Chen 1997).

Figure 25 (à droite): maquette en cire de l'épithèse usinée à partir de l'image 3D. (Chen 1997).

Au début des années 2000, les protocoles de CFAO en prothèse maxillo-faciale se multiplient. Les techniques décrites sont semblables à celle de Chen avec la mise en moufle d'un modèle en cire ou en résine de l'épithèse, obtenu par usinage ou impression 3D (42, 43). L'épithèse est ensuite moulée en silicone selon la technique conventionnelle. Certains chercheurs travaillent également sur la conception informatique directe de moules en silicones à partir d'images en négatifs de reconstitutions informatiques 3D. Le moule est ensuite usiné et permet de réaliser l'épithèse selon la technique conventionnelle (44).

L'amélioration des techniques d'empreintes optiques, des logiciels de conception assistée par ordinateur, ainsi que l'évolution des machines-outils - des fraiseuses aux imprimantes 3D - permettent d'obtenir des résultats de plus en plus naturels et précis. Cependant, la main de l'épithésiste est toujours nécessaire pour ajuster la maquette en cire ainsi que pour le maquillage de l'épithèse (cf figure 26) (45).

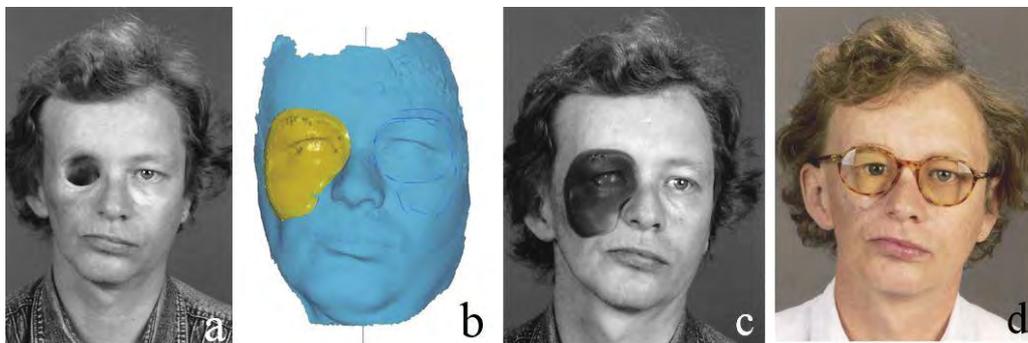


Figure 26 : a : patient présentant une perte de substance au niveau de l'orbite droit ; b : modèle 3D du visage (en bleu) et de l'épithèse (en jaune) ; c : essayage de la maquette en cire réalisée par prototypage rapide avant corrections ; d : épithèse en silicone en place. (Reitemeier 2004).

1.2.2.2) Les progrès techniques

C'est à la fin des années 2000 que commencent à se développer des protocoles entièrement numériques en prothèse maxillo-faciale. Ces protocoles intègrent l'essayage et les retouches virtuelles de la maquette sans nécessité d'usinage de celle-ci. On commence également à voir des protocoles qui intègrent des épithèses implanto-retenues.

- Ciocca, en 2007, est l'un des premiers à proposer le tout numérique (46):

Pour la réalisation d'une épithèse auriculaire implanto-retenue, Ciocca exécute un scanner de surface du côté sain et du côté de la perte de substance. Il ajoute sur la peau du patient des pastilles de différentes couleurs reconnaissables par le scanner (*cf figure 27a*). Quatre acquisitions laser des données dans quatre positions différentes du patient sont nécessaires pour obtenir le maximum de précision et de couverture du scanner et éviter les zones d'ombre. Une reconstruction 3D du visage du côté sain et du côté pathologique est ensuite réalisée à l'aide d'un logiciel. Les pastilles de couleur placées sur la peau du patient au moment du scanner servent de repères et permettent de réunir et de superposer précisément les images des différentes acquisitions. Ciocca réalise ensuite l'image miroir de l'oreille du côté sain, superpose et adapte cette image sur le côté pathologique (*cf figure 27b*). Ce travail est rendu possible grâce à la grande précision obtenue lors de l'enregistrement du visage. Un moule en creux est conçu à partir de l'image miroir de l'oreille saine qui a été adaptée informatiquement aux limites de la perte de substance (*cf figure 28a*). Le moule est ensuite usiné par impression 3D assistée par ordinateur (*cf figure 28b*). Ciocca usine également un support permettant de venir clipper la barre implanto-portée présente sur le crâne du patient et assurant la rétention de la future épithèse. La teinte de base de la future oreille est déterminée à l'aide d'un spectrophotomètre et la silicone teintée dans la masse est coulée dans le moule usiné précédemment (*cf figure 28b*). Le maquillage de l'épithèse est ensuite réalisé manuellement au moment de la pose (*cf figure 29*).

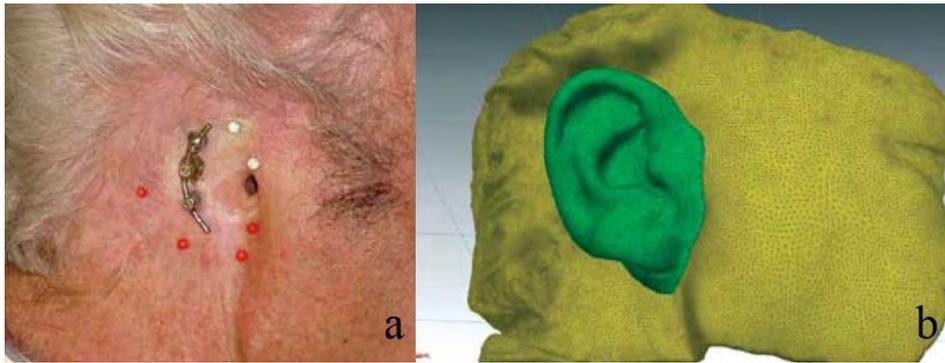


Figure 27 : a : perte de substance au niveau de l'oreille droite. Mise en place de pastilles de couleur sur la peau du patient pour permettre un repositionnement précis des différentes images obtenues par scanner 3D ; b : image miroir de l'oreille saine superposée sur la perte de substance. (Ciocca 2007).

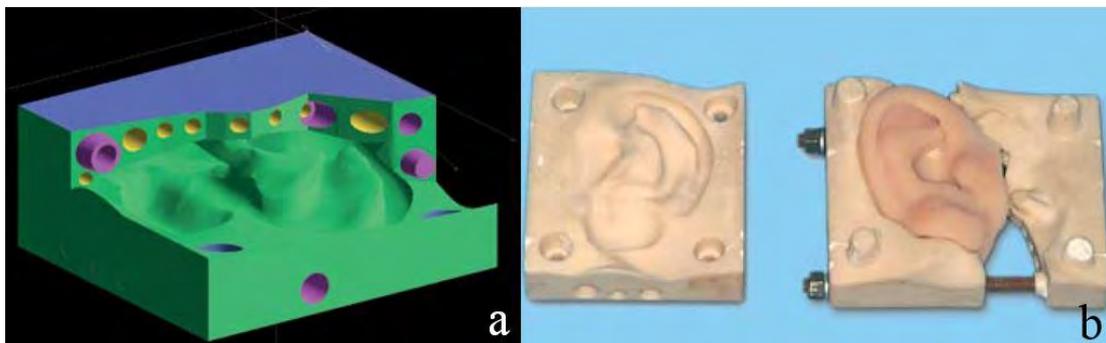


Figure 28 : a : moule virtuel ; b : moule usiné et épithèse en silicone obtenue. (Ciocca 2007).



Figure 29 : épithèse en silicone en place. (Ciocca 2007).

Les avancées importantes dans l'acquisition tridimensionnelle des données sont dues à l'apparition de scanners de plus en plus précis et de plus en plus maniables, évitant ainsi d'avoir des zones non enregistrées et non définies à cause d'un défaut d'orientation du scanner. Chandra, en 2005, est le premier à décrire l'utilisation d'un scanner portatif tenu à la main qui permet un enregistrement plus facile des détails en creux, où des zones d'ombre pourraient persister avec un enregistrement classique par scanner fixe (32, 47). De même, les avancées en design informatique sont liées à l'apparition d'ordinateurs et de processeurs de plus en plus

rapides et puissants permettant la conception et l'usinage d'objets de plus en plus complexes et riches en détails. Par exemple Ciocca, en 2010, décrit un protocole de CFAO permettant la fabrication d'une épithèse nasale retenue par une monture de lunette. L'épithèse est conçue par ordinateur après acquisition 3D des données. La position idéale de la monture de lunette ainsi que le design et la position du moyen de fixation entre épithèse et monture sont déterminés informatiquement (*cf figure 30*). Un moule est ensuite réalisé par impression 3D (48). Des banques de données numériques de visage apparaissent. Elles permettent d'utiliser des modèles d'yeux, de nez ou d'oreilles quand il est impossible de faire une image miroir. Ces banques permettent également de conserver l'empreinte optique du visage du patient avant chirurgie et de l'utiliser pour une future épithèse.

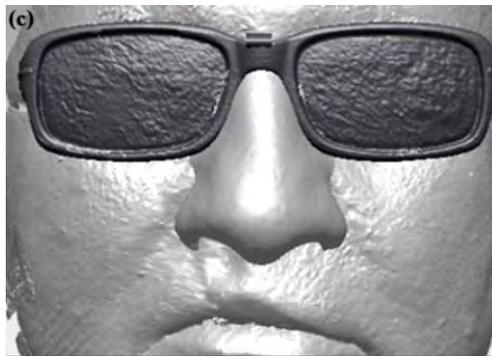


Figure 30 : modèle virtuel d'une épithèse nasale retenue par une monture de lunette. (Ciocca 2010).

Il y a également des avancées dans le domaine de la fabrication assistée par ordinateur, des imprimantes 3D de plus en plus perfectionnées permettent l'usinage de pièces complexes, comportant des détails fins ainsi que des nuances de couleurs. Xiao, en 2013, rapporte un travail informatique sur la création de nuanciers pour la peau puis la transmission à une imprimante 3D capable de reproduire les nuances et les textures de peau définies informatiquement (*cf figure 31*) (49).



Figure 31 : épithèse nasale et épithèse auriculaire colorées directement lors de l'impression 3D. (Xiao 2013).

1.2.3) Perspectives

Les scanners surfaciques, les logiciels de conception et les machines de fabrication assistée par ordinateur sont en progrès constants. On assiste à la miniaturisation et à la démocratisation des machines (50). Ainsi, il est possible de s'offrir une imprimante 3D pour moins de 500€ et il en existe même vendues comme jouets pour enfants (*cf figure 32*).



Figure 32 : imprimante 3D, vendue comme un jouet. (Joustra®, 2016).

Les « plans » des objets à imprimer s'achètent ou se partagent via des plateformes numériques et il est possible de répliquer un objet en enregistrant ses coordonnées spatiales grâce à la caméra d'un smartphone (50, 51). Les procédés de réalisation sont simplifiés : pas de restriction dans le design des pièces qui sont imprimées couche par couche, pas d'assemblage, pas d'outil supplémentaire ou de moule nécessaire. Ceci permet de diminuer la quantité de matériau employée ainsi que les déchets générés. Cependant, l'impression 3D a encore quelques lacunes à combler : pour l'instant aucun standard de qualité n'est établi, le procédé reste long et les imprimantes 3D du commerce ne sont capables de réaliser que de petits objets dont l'état de surface nécessite, le plus souvent, d'être amélioré (52). En 2013, le président Barack Obama a déclaré que l'impression 3D avait le potentiel de révolutionner entièrement les procédés de fabrication de tous les objets qui nous entourent (52). Il en va de même de la qualité des épithèses réalisées en CFAO, de conception de plus en plus complexe et de réalisation de plus en plus rapide. Aujourd'hui, les chercheurs se penchent sur l'impression 3D de tissus biologiques à partir de « bio-encres » contenant des cellules souches. Pour l'instant, il s'agit de travaux expérimentaux, testés *in vivo* sur l'animal mais on peut imaginer à terme une application humaine avec l'impression 3D d'organes ou d'épithèses totalement biocompatibles,

élaborés à partir des cellules souches du patient et fonctionnant comme des autogreffes, sans risque de rejet (cf *figure 33*) (53).

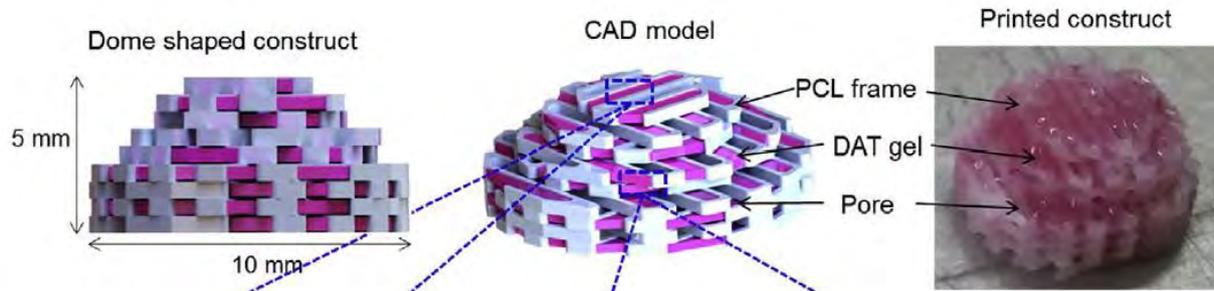


Figure 33 : conception informatique et impression 3D de tissus biologiques à l'aide de « bio-encres » contenant des cellules souches graisseuses. (Pati 2015).

2) L'acquisition de l'image

2.1) Introduction

La Conception Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO) peut être dissociée en deux unités distinctes mais complémentaires : d'une part, l'acquisition des données par une caméra Couple Charged Device (CCD), leur traitement numérique et le design informatique d'une pièce prothétique, d'autre part, la réalisation de la pièce prothétique par une machine-outil (54, 55).

La Conception Assistée par Ordinateur (CAO) ou Computer Aided Design (CAD) permet de concevoir informatiquement une pièce prothétique à partir d'un modèle virtuel scanné (par tomodensitométrie, cone-beam ou scanner surfacique) et d'adapter virtuellement en trois dimensions cette maquette numérique à la surface du modèle. La pièce prothétique virtuelle obtenue contient l'ensemble des coordonnées spatiales des points constituant l'objet à réaliser qui peut ensuite être transmis à une machine-outil.

La Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO) ou Computer Aided Manufacturing (CAM), permet à une machine-outil automatisée et contrôlée par ordinateur d'usiner, par technique soustractive ou additive, l'objet créé informatiquement (moule, maquette, épithèse...) dont les coordonnées spatiales lui ont été transmises. La FAO aboutit à la création d'un objet réel, dans notre cas une épithèse ou une prothèse obturatrice (*cf figure 34*). Les étapes de CAO et FAO sont pilotées par des logiciels propres à chaque unité et à chaque système de design et de production. Certains systèmes sont « ouverts » : ils peuvent interagir avec d'autres logiciels ou d'autres usineuses grâce à l'utilisation de formats standards. A l'inverse, d'autres systèmes sont « fermés » et disposent de leurs propres formats et de leurs propres machines (55-58).

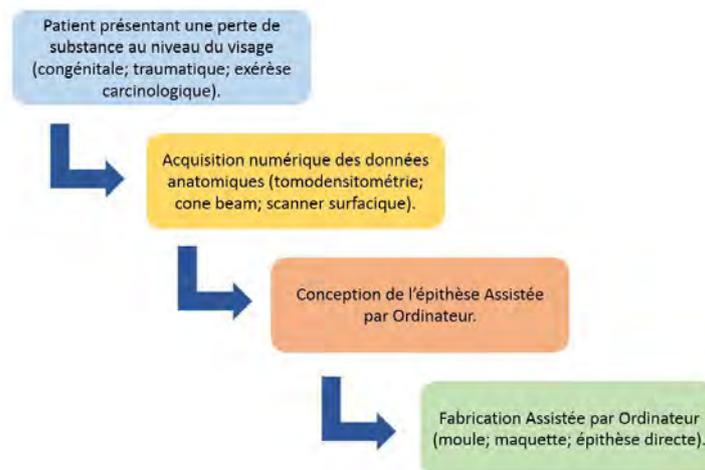


Figure 34 : procédé de CFAO en PMF. (Willmann, 2016).

2.2) La tomодensitométrie

2.2.1) Principe

Le mot « tomодensitométrie » décrit à lui seul les éléments de cette technique : « tomos » veut dire tranche, « densito » : densité et « métrie »: mesure (59). Il s'agit donc de la mesure de la densité de « tranches » ou coupes du corps humain, grâce à l'enregistrement de l'atténuation d'un faisceau de rayon X (RX) qui traverse ces coupes. La quantité de RX absorbée est proportionnelle à la densité des tissus présents dans la coupe. On peut aussi parler de scanner à RX pour décrire cette technique ou simplement de scanner ou de scannographie. Un ordinateur va ensuite reconstruire l'image tridimensionnelle du corps en superposant plusieurs coupes. L'ordinateur génère une image en niveaux de gris, où les structures anatomiques apparaissent selon les différentes nuances de l'échelle de Hounsfield* en fonction de leur radiodensité : l'air a la valeur -1000 (noir), l'os spongieux a la valeur +700 et l'os cortical +3000 (blanc) (*cf figure 35*) (60). Le fichier généré peut ensuite être exporté au format standard DICOM (Digital Imaging and COmmunications in Medicine).

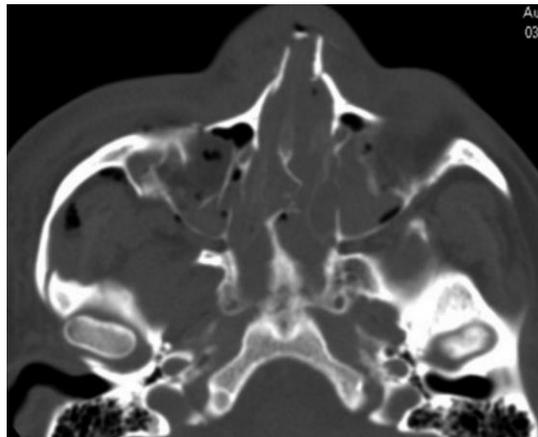


Figure 35 : différences de niveau de gris des structures anatomiques en fonction de leur densité. (Myga-Porosilo 2011).

Depuis son apparition en 1971, la scannographie n'a pas cessé d'évoluer. Les scanners actuels hélicoïdaux contiennent plusieurs rangées de détecteurs disposés les uns derrière les autres afin d'obtenir plusieurs coupes en une rotation du dispositif. Chaque rangée de détecteurs est appelée « barrette » et comporte environ 800 détecteurs. Actuellement, on parvient à regrouper jusqu'à 320 barrettes de 0,5 mm par scanner, permettant ainsi de réaliser 320 coupes en une rotation et de couvrir une zone de 16 cm. De plus, ces appareils peuvent réaliser une rotation en 0,5 secondes, ce qui leur confère une excellente résolution temporelle (*cf figure 36*) (61).

* Voir glossaire.

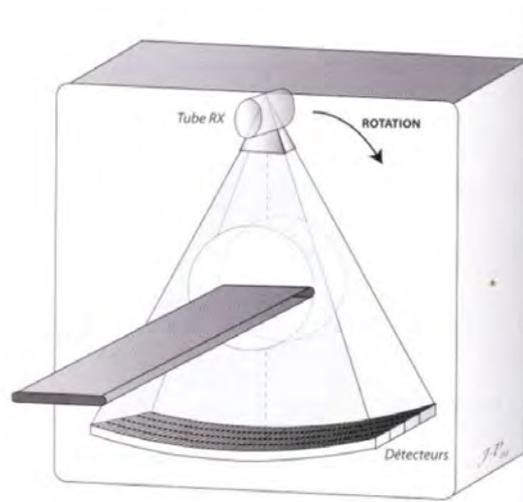


Figure 36 : scanner actuel : rotation continue et technologie multibarrettes. (Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie, 2009).

- Principaux éléments technologiques d'un scanner actuel à rotation continue

Un scanner hélicoïdal, à rotation continue comporte un tube à RX suivi d'une filtration et d'une collimation primaire, des barrettes de détecteurs, précédées d'une collimation secondaire et suivies de Convertisseurs Analogique/Numérique (C.A.N). Il comporte également un système de gestion et d'alimentation du tube qui est embarqué dans le statif mobile ainsi que des « frotteurs » ou « slip rings » qui permettent l'échange de données électriques entre le statif fixe et le statif mobile. Un système de contrôle permet de connaître en temps réel la position angulaire du statif mobile (cf figure 37)(61, 62).

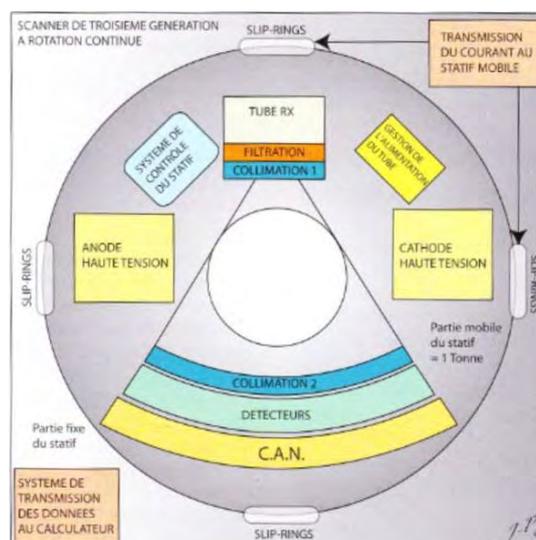


Figure 37 : principaux éléments technologiques d'un scanner à rotation continue. (Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie, 2009).

2.2.2) Facteurs de qualité de l'image

La qualité d'une image se juge par sa netteté (visualisation des détails anatomiques et absence de flou) et son contraste. Le scanner à rayons X ne peut pas donner de détails concernant la texture ou les caractérisations de la peau. Les facteurs de qualité de l'image tomodensitométrique dépendent de trois paramètres : la résolution spatiale, la résolution en densité ou en contraste et la résolution temporelle (59, 61, 63). Ces facteurs qualitatifs sont directement liés à la dose utilisée et propres à une épaisseur de coupe donnée.

- La résolution spatiale

Elle indique le plus petit détail visible à fort contraste et varie en fonction de facteurs intrinsèques de l'appareil (taille du foyer du tube, qualité de collimation, nombre et espacement des détecteurs) et de facteurs extrinsèques choisis par l'opérateur (vitesse de rotation par tour, taille du voxel*). Plus la taille du voxel est faible, plus la résolution spatiale est élevée mais plus la dose reçue pour chaque voxel est faible. Ceci rend les mesures de densité moins précises sauf si la dose de RX délivrée augmente.

- La résolution en contraste

Il s'agit de la plus faible variation de contraste décelable par l'appareil. Elle croit avec le rapport signal sur bruit* (S/B), l'augmentation du volume du voxel et la dose délivrée par voxel (et donc l'irradiation du patient). La dose délivrée au patient reste un élément limitant de la résolution en contraste.

- La résolution temporelle

L'augmentation de la résolution temporelle permet de diminuer les artéfacts liés aux mouvements du patient et de rendre possible l'étude de structures mobiles comme le cœur. La résolution temporelle s'améliore quand le temps de rotation du tube diminue et que la vitesse de rotation augmente. Ceci entraîne l'augmentation de la distance couverte par rotation ainsi que du pitch*. Un algorithme de reconstruction informatique performant joue également un rôle dans l'amélioration de la résolution temporelle.

*Voir glossaire.

2.2.3) Les artéfacts

Ils peuvent être de cinq types en dehors des caractéristiques et réglages propres de chaque appareil : les artéfacts de mouvements, l'effet de volume partiel, le durcissement du faisceau, les artéfacts métalliques et les artéfacts de débordement de champ (59, 61, 64).

- Les artéfacts de mouvements :

Ils sont dus à des mouvements volontaires ou non du patient et d'autant plus fréquents que le temps de pose est long. Ils entraînent des stries ou un dédoublement des contours de l'image (*cf figure 38*). L'utilisation de scanners hélicoïdaux ainsi qu'une bonne coopération du patient et un lit d'examen confortable permettent de réduire ces artéfacts.

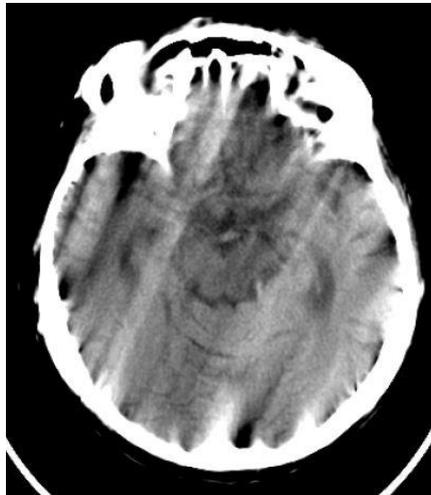


Figure 38 : artéfact lié aux mouvements du patient. (Boas, 2012).

- L'effet de volume partiel

Il se produit quand des structures de densités différentes se situent dans l'épaisseur d'un même voxel. L'intensité du pixel obtenu après reconstruction informatique correspondra à une moyenne de la densité des structures et ne donnera pas une information fiable sur la densité de chaque structure. Le mode d'acquisition spiralé diminue ces artéfacts.

- Le durcissement du faisceau :

Il apparaît quand les RX traversent successivement une région anatomique très dense puis une région peu dense. On va alors observer des zones hypodenses au niveau de ces transitions. Cela est fréquent au niveau de la base du crâne. Pour atténuer ces artéfacts on peut placer des filtres au niveau de la sortie du tube, augmenter l'énergie des RX ou moduler l'irradiation en fonction des différences de forme et d'épaisseur anatomique du patient.

- Les artéfacts métalliques

Comme pour les artéfacts de durcissement, le faisceau qui rencontre un élément métallique procure une variation trop importante de densité qui va se répéter sur la totalité des projections. On va obtenir des lignes de transition hypo et hyper denses centrées sur les structures métalliques. Pour éviter ceci, il faudra faire ôter au patient tous les objets métalliques pouvant gêner l'acquisition comme les bijoux ou les prothèses dentaires.

- Les artéfacts de débordement de champ

Il s'agit de zones hyperdenses en bordure de coupe qui apparaissent quand le corps du patient sort du champ de mesure. Pour l'éviter il faut adapter le champ de mesure à la corpulence du patient quand cela est possible. On peut également utiliser des logiciels de correction.

2.3) Le Cone-Beam ou CBCT (Cone Beam Computed Tomography)

Son utilisation est de plus en plus répandue en odonto-stomatologie. Il fonctionne selon le même principe que la tomodensitométrie mais utilise un faisceau de RX large et de forme conique alors que celui du scanner conventionnel est étroit (*cf figure 39*). La dose délivrée est également moins importante et l'examen se fait en général en position debout. Le dispositif émetteur-détecteur est solidarisé sur un arceau qui effectue en général une rotation à 360° autour de la tête du patient. A chaque degré de rotation du dispositif, un faisceau de rayons X est émis vers un détecteur large et plat par rapport au scanner conventionnel où il s'agit de petits détecteurs disposés en barrettes (23, 60). Les données brutes recueillies sont ensuite transmises à un ordinateur où des logiciels utilisant des algorithmes complexes, permettent de reconstruire les volumes (voxels), à partir des données des multiples images (pixels) et de les exporter ensuite au format standard DICOM (65).

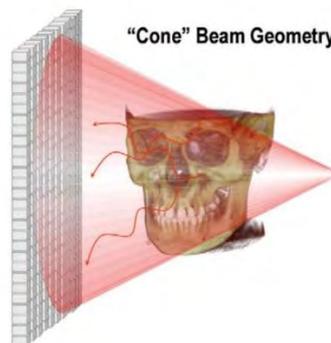


Figure 39 : Cone-Beam : faisceau conique et détecteur large et plat. (Scarfe 2008).

2.3.1) Avantages de la technique (60, 65, 66)

- Dose de rayons X émise plus faible

En fonction des études, on note une diminution de la dose allant de 76,2% à 98,5% par rapport à un scanner classique, pour une acquisition comparable au niveau de la face.

- Haute résolution en pixel/voxel

Les voxels du scanner conventionnel font entre 0,4 et 0,5 mm d'arrête alors qu'avec le CBCT, ils peuvent être réduits jusqu'à une taille de 0,075mm d'arrête, d'où une résolution plus grande.

- Acquisition plus rapide

Ceci limite les artéfacts liés aux mouvements du patient mais le temps de reconstruction de l'image est en général plus long que pour le scanner classique.

- Coût économique réduit par rapport au scanner conventionnel et installation plus facile.

2.3.2) Limitations (60, 65-67)

- Artéfacts

Ce sont les mêmes que pour le scanner conventionnel avec une gêne plus importante en présence d'artéfacts métalliques. Ceci est dû à la forme conique du faisceau, ainsi un artéfact métallique peut gêner l'ensemble de l'image 3D obtenue (*cf figure 40*).

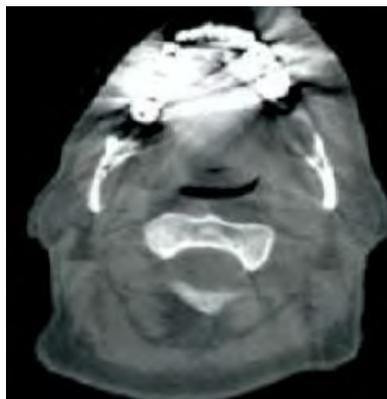


Figure 40 : artéfacts métalliques sur une image Cone-Beam. (Zhang, 2007).

- Champ limité

Les scanners conventionnels hélicoïdaux peuvent scanner en continu de larges surfaces, les CBCT en revanche ont un champ d'acquisition réduit d'environ 20cm de haut. Ce champ dépend de la taille du faisceau émis, de la taille du détecteur ainsi que du protocole d'acquisition.

- Manque de contraste au niveau des tissus mous

Ceci pose problème quand il s'agit ensuite de reconstruire la surface de la peau. Le problème est encore plus important au niveau des extrémités du champ d'acquisition car il y a une augmentation du bruit.

2.4) Les scanners de surface

Depuis les années 2000, on a assisté au développement de nombreuses technologies permettant l'acquisition de données tridimensionnelles : stéréophotogrammétrie, techniques de soustraction d'image*, topographie de moiré, scanner à cristaux liquides, scanner laser, systèmes vidéo, etc...Cependant, beaucoup de ces techniques ne sont pas applicables en routine clinique, en raison de durées d'acquisition trop longues, de coûts trop élevés ou de résultats manquant de précision. Les trois systèmes les plus utilisés sont ceux se basant sur la stéréophotogrammétrie, la projection de lumière structurée et les scanners laser. Du fait des progrès en optique, ces systèmes permettent de fournir des images de grande qualité, fiables et précises, dans des formats facilement manipulables informatiquement (68, 69).

2.4.1) le scanner laser

Les scanners laser de dernière génération permettent de projeter un motif lumineux (grille, points, lignes) sur la surface à enregistrer. Ce motif est ensuite enregistré par une caméra placée à une distance connue de la source laser et de l'objet à scanner. Le procédé utilise la triangulation pour déterminer les coordonnées tridimensionnelles de chaque point de la surface de l'objet à enregistrer heurté par le faisceau laser (*cf figure 41*). Le motif lumineux laser est plus précis que celui des techniques utilisant la lumière structurée cependant il détecte moins bien les bords et les transitions de forme, surtout quand il s'agit d'enregistrer la profondeur (69, 70).

*Voir glossaire

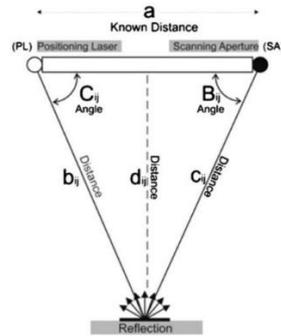


Figure 41 : principe de triangulation utilisé par le scanner laser.
(Rodriguez-Quinonez 2013).

2.4.2) La projection de lumière structurée

Le principe repose sur l'estimation de la forme tridimensionnelle d'un objet grâce à la projection d'une lumière structurée (points, lignes, grille) sur la surface de cet objet.

Un projecteur envoie un motif lumineux défini sur la surface de l'objet à scanner et une caméra calibrée, placée dans un autre angle que celui du projecteur, enregistre la déformation du motif lumineux sur l'objet (*cf figure 42*). Connaissant la géométrie de base du motif lumineux projeté, la déformation prévisible de ce motif et la déformation effectivement enregistrée par la caméra, il est possible de reconstruire, grâce à un logiciel, l'image 3D de l'objet. Les informations concernant la couleur et la texture de la peau peuvent être enregistrées en même temps.

Cette technique convient bien pour l'enregistrement de petites surfaces mais elle rencontre des difficultés lorsqu'il s'agit d'enregistrer un visage humain complet d'oreille à oreille. L'enregistrement nécessite alors la présence d'au moins deux caméras qui doivent acquérir les données en alternance pour éviter, lors de la reconstruction par le logiciel, que le motif lumineux enregistré par une caméra ne vienne interférer avec celui enregistré par l'autre caméra et rende la reconstruction imprécise. Ceci a pour conséquence d'augmenter le temps d'enregistrement et les risques d'erreurs dues à des mouvements possibles du patient (68, 71).

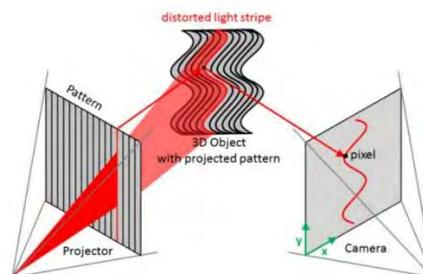


Figure 42 : principe du scanner surfacique utilisant la lumière structurée.
(Tzou 2014).

2.4.3) La stéréophotogrammétrie

La stéréophotogrammétrie reprend le principe physiologique de fonctionnement de l'œil humain. Deux (ou plus) caméras filment l'objet à scanner selon deux angles de vue différents puis un logiciel utilise une méthode de triangulation pour calculer les coordonnées tridimensionnelles de l'objet, en recoupant les coordonnées en deux dimensions (pixels), enregistrées par les deux caméras. Le calcul est basé sur la connaissance des paramètres propres du système d'enregistrement (position des caméras, distance entre les deux caméras...) et sur la correspondance des images enregistrées par les deux caméras. Une caméra supplémentaire peut enregistrer la couleur. En fonction de la présence ou non d'une source lumineuse supplémentaire pendant l'acquisition, la stéréophotogrammétrie peut être classée en passive, active ou hybride (69).

- Stéréophotogrammétrie passive

Le système se base sur la seule réflexion des caractères naturels du visage par la lumière ambiante, sans projection de lumière supplémentaire (*cf figure 43*). La reconstruction 3D de l'image peut être plus compliquée pour le logiciel, de mauvaise qualité, voire inexacte à cause de la perte des repères donnés par la projection du motif lumineux. Il est donc important de choisir des caméras avec une grande résolution, qui permettent d'enregistrer finement les caractéristiques de la peau, comme les pores, les cicatrices, les taches de rousseur, les rides, etc... Il est également nécessaire de porter attention à la luminosité de la pièce : une lumière trop forte, éblouissante ou des lumières parasites avec des reflets sur la caméra peuvent entraîner une perte de précision (68, 69, 71).

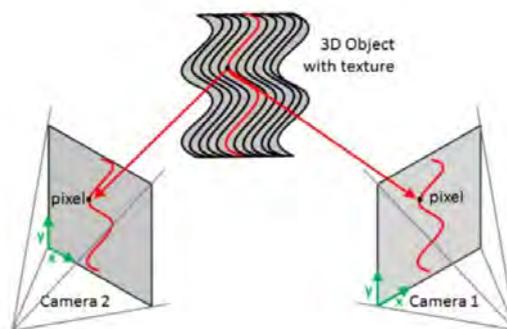


Figure 43 : principe de fonctionnement du scanner surfacique utilisant la stéréophotogrammétrie passive. (Tzou 2014).

- Stéréophotogrammétrie active

Elle est également basée sur la triangulation, la réflexion naturelle des caractéristiques propres de la peau (rides, cicatrices, etc....) et son enregistrement par au moins deux caméras. Cette technique va, en plus, combiner ces informations avec la projection de lumière non structurée sur le visage ou l'objet à scanner, pour améliorer la réflexion sur la peau (*cf figure 44*). Ceci augmente le nombre d'informations reçues par le logiciel et permet une reconstruction plus facile de la surface du visage. La stéréophotogrammétrie active est plus simple d'utilisation que la passive car elle est beaucoup moins sensible aux interférences et aux conditions lumineuses ambiantes. L'acquisition des couleurs est également très précise avec cette technique car les contrastes de blancs et de noirs peuvent servir de repères au logiciel pour la triangulation des coordonnées 3D (69, 71).

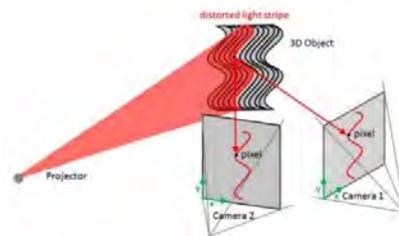


Figure 44 : principe de fonctionnement du scanner surfacique utilisant la stéréophotogrammétrie active. (Tzou 2014).

- Stéréophotogrammétrie hybride

Cette technique va combiner à la fois la stéréophotogrammétrie active et passive pour obtenir une meilleure précision et une meilleure qualité de surface de l'image (68, 69)

2.4.4) Critères de qualité

Utiliser un scanner de surface équivaut à enregistrer une photographie en trois dimensions de la surface de l'objet, correspondant aux coordonnées d'un nuage de points représentant l'objet. Chaque point enregistré par le dispositif correspond à un point de la surface de l'objet. Plus il y a de points et plus la définition de l'image est bonne. Les techniques utilisées par les scanners actuels (laser, lumière structurée et stéréophotogrammétrie) sont toutes capables de restituer l'image 3D du visage en haute définition, incluant une grande précision et beaucoup de détails. Cependant, il existe quelques précautions à prendre lors de l'acquisition pour assurer la qualité de l'enregistrement et minimiser le risque d'erreurs et d'imprécisions (32, 72).

- Emplacement et mise en place

Il faudra privilégier un système non démontable : cela réduit l'usure du dispositif, assure une meilleure reproductibilité des résultats pour un même sujet et entre deux sujets différents ainsi qu'un gain de temps. Il faut également disposer de l'espace nécessaire pour installer l'ensemble du système d'imagerie, une chaise ou un fauteuil inclinable pour le sujet, ainsi qu'une table pour l'ordinateur, qui devra être visible pour l'opérateur pendant l'acquisition. Il faut enfin s'assurer qu'il n'y ait pas de passage de personnes derrière le dispositif pendant l'enregistrement, au risque de « brouiller » le signal reçu par le scanner.

- Eclairage ambiant

Les scanners ayant leur propre système d'éclairage ont une bonne tolérance aux variations de lumière ambiante. Cependant il faudra faire attention à ne pas avoir une sur ou sous exposition du scanner durant sa phase de calibrage car cela pourrait ensuite fausser l'enregistrement. Il faudra également être attentif pendant l'enregistrement à ne pas être placé sous une fenêtre avec un éclairage extérieur direct du soleil.

- Eviter les zones d'ombre

Il faut s'assurer, pendant l'acquisition, que la totalité de l'objet à enregistrer soit dans l'angle de vision de la caméra afin d'éviter la présence de « zones d'ombre » ou zones non définies sur l'enregistrement. Cela nécessite en général l'acquisition et le recouplement de nombreuses images par des logiciels puissants (*cf figure 45*).

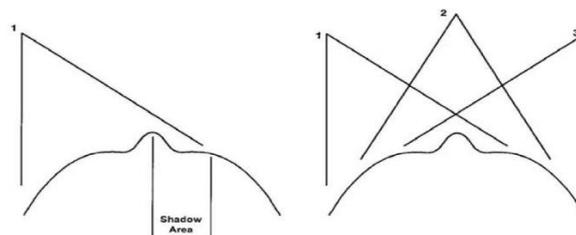


Figure 45 : zones d'ombre et nécessité d'enregistrer plusieurs images pour obtenir une reconstitution complète de la face. (Eggbeer 2008).

- Préparation du patient

Des surfaces réfléchissantes et « non cohérentes » comme les cheveux, la barbe ou les sourcils peuvent fausser l'enregistrement et être à l'origine d'imprécisions et de zones non définies sur le visage. Il en est de même pour les zones réfléchissantes comme les boucles d'oreille, les lunettes, un collier ou une peau trop brillante (*cf figure 46*).



Figure 46 : perte d'informations sur la surface du visage due à la présence de barbe. (Heike 2010).

Afin d'éviter ces imprécisions, il est recommandé de placer une charlotte sur les cheveux du patient pour les retenir en arrière, d'enlever les bijoux et de légèrement poudrer la surface de la peau pour éviter les brillances.

Le patient doit adopter une expression du visage neutre. La bouche doit être fermée sans être crispée pour ne pas diminuer la dimension verticale et donner une position mandibulaire fautive. Les yeux doivent être soit fermés si leur enregistrement n'est pas nécessaire soit, si l'enregistrement de l'œil est important, fixer un point à l'infini (*cf figure 47*).



Figure 47 : le patient porte une charlotte sur les cheveux, la peau est poudrée pour éviter les brillances, le regard est droit et se porte à l'infini, la bouche est fermée. (Heike 2010).

2.5) Conclusion sur l'acquisition des données

D'après plusieurs études, les scanners surfaciques se révèlent précis et fiables. Il n'y a pas de différence statistiquement significative entre une image 3D obtenue avec un scanner à RX et un scanner surfacique (73, 74). Le Cone-Beam peut également fournir une image sectorielle du visage de qualité. Il est moins irradiant que le scanner à RX mais la définition au niveau des parties molles est souvent de moins bonne qualité. Pour la plupart des pertes de substance, on dispose déjà des données du scanner à rayons X. Lorsqu'il s'agit d'un renouvellement de l'épithèse, le scanner surfacique est à privilégier d'un point de vue éthique car il n'entraîne pas d'irradiation supplémentaire du patient, ce qui serait le cas avec le scanner à rayons X ou le Cone-Beam (32). Certaines études rapportent également la reconstruction surfacique du visage grâce à l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) mais le procédé est long et coûteux et tous les hôpitaux ne sont pas équipés (32).

3) La reconstruction virtuelle du visage et la création de l'épithèse

3.1) Introduction

La Conception assistée par Ordinateur (CAO) a révolutionné les secteurs de l'ingénierie et de l'industrie en permettant la visualisation, l'amélioration et l'échange de données avant même la production réelle de l'objet. La CAO est basée sur la création et l'assemblage entre-elles de formes géométriques pour générer des surfaces et des volumes fermés en trois dimensions. Il est possible de modéliser des formes plus complexes en ajoutant d'autres éléments géométriques à l'image de base et en définissant les relations dans l'espace de ces éléments les uns par rapport aux autres. Plus récemment, des logiciels de CAO dits « non conventionnels » sont apparus, ils rendent possible la modélisation et la manipulation de géométries extrêmement complexes, correspondant à l'anatomie humaine, que les logiciels classiques sont incapables de prendre en charge. Ce procédé de création numérique de l'épithèse demande de nombreuses manipulations informatiques car le fichier de base, obtenu grâce à l'empreinte numérique tomodensitométrique ou au scanner surfacique, nécessite souvent d'être corrigé par l'utilisateur. Ainsi, il faudra augmenter la définition de certaines courbes, corriger les surfaces qui paraissent aberrantes, atténuer le bruit et combler les données manquantes (75). La maquette finale obtenue est définie par son historique de construction ainsi que par des attributs et des formes spécifiques, répondant aux contraintes que devra subir la future épithèse. Elle est unique et faite sur mesure pour le patient (32).

3.2) Composition d'un système de CAO

On peut définir la CAO comme l'ensemble des logiciels, des procédés informatiques et du matériel qui permettent d'assister l'utilisateur dans la conception virtuelle d'un objet tridimensionnel (76).

3.2.1) Le logiciel

Un logiciel de CAO se compose de quatre éléments (76, 77) :

- Un modéleur géométrique

Il s'agit de l'équivalent numérique d'une planche à dessin. Il travaille à partir d'éléments géométriques (points, droites, plans, surfaces...) et topographiques (faces, sommets, arrêtes, intérieur/extérieur, unions, intersections...).

- Un outil de visualisation

Il permet de voir à l'écran le résultat des modifications géométriques faites sur la maquette numérique. (*cf figure 48*).

- Un certain nombre d'applications

Elles permettent des fraisages, des rajouts de matière, des accentuations ou des lissages. Ces fonctions essaient de se rapprocher des outils de sculpture réels et on peut parler de « clay » : argile ou de « wax » : cire, pour définir le modèle virtuel à sculpter (*cf figure 48*).

- Un contrôleur

Il gère les interactions entre les trois outils précédents.

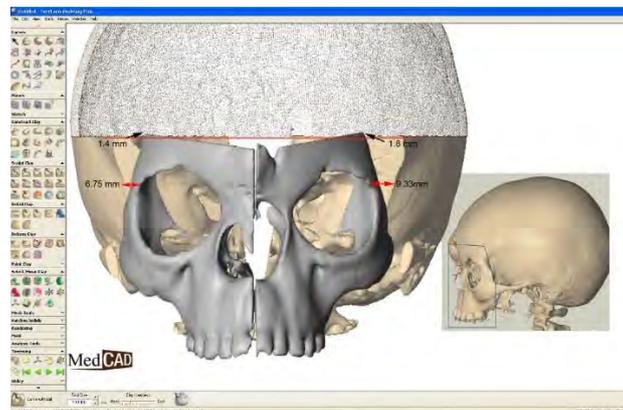


Figure 48 : capture d'écran du logiciel Freeform® Geomagic® (SensAble Technologies). (MedCityNews 2012).

3.2.2) Le matériel

- Ordinateur

Les logiciels de CAO nécessitent du matériel informatique aux capacités de vitesse et de mémoire importantes (RAM importante, carte graphique performante, etc.). C'est en effet grâce aux progrès de l'informatique que le développement de logiciels toujours plus précis est possible. Un écran grand format avec une haute résolution permet une bonne visualisation de l'évolution de l'épithèse en cours de conception.

- Interface haptique

Elle permet à l'utilisateur de sculpter directement le modèle 3D comme s'il s'agissait d'un modèle réel grâce à un dispositif à retour de force. On citera l'exemple du dispositif Phantom®

Desktop haptic interface (SensAble Technologies) : ce dispositif est composé d'un stylo tenu à la main qui permet rotations et translations dans tous les axes et qui est doté d'un retour haptique. Le stylo déplace un pointeur sur l'écran, permettant de simuler le mouvement de la main dans l'univers virtuel. Si le pointeur rencontre une surface en relief, l'utilisateur va ressentir ce relief et sa résistance via le retour haptique du stylo. La résistance peut être paramétrée pour simuler la dureté et la consistance de différents matériaux (*cf figure 49*) (78).



Figure 49 : le dispositif Phantom® Desktop haptic interface (SensAble Technologies 2016).

3.3) Outils de reconstruction du modèle numérique

Les formats d'image provenant du scanner surfacique sont initialement différents des formats obtenus avec l'acquisition tomodensitométrique ou le Cone-Beam. En effet, le scanner surfacique produit des données sous forme de nuage de points alors que l'imagerie à rayons X va produire une image en pixels issue d'une série de coupes en deux dimensions. Il sera par la suite possible de modifier ces formats par l'intermédiaire des logiciels de CAO.

3.3.1) Reconstruction à partir d'une acquisition tomodensitométrique ou Cone-Beam

Les scanners à rayons X et les Cone-Beams produisent des fichiers au format DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Il s'agit d'un format standard pour les images médicales qui a été mis en place dans les années 70 par l'American College of Radiology (ACR) et la National Electrical Manufacturers Association (NEMA), pour faciliter le traitement et l'échange de données au niveau mondial. Aujourd'hui, en plus de l'image, ce format inclut d'autres données comme le nom du patient, la date, certaines caractéristiques du scanner, etc (79, 80). Les images peuvent être manipulées et visualisées par des logiciels faisant de l'analyse

3D comme Mimics® ou Amira® par exemple. Les données en pixels/voxels importées à partir du scanner sont alors converties dans le format propre du logiciel de reconstruction utilisé.

Il est souvent nécessaire de réaliser un prétraitement des images pour en extraire les régions d'intérêt, on parle de segmentation d'image. La segmentation consiste à sélectionner et isoler la région d'intérêt de l'image des autres régions, en fonction d'une échelle de nuances de gris, qui correspond à l'atténuation des RX et qui varie en fonction des tissus traversés. Par la segmentation, l'utilisateur peut mettre en évidence les structures de mêmes densités et les séparer des structures de densités différentes. La plupart des logiciels de traitement d'image permettent une segmentation automatique ou le seuillage est basé sur les unités de radiodensité de Hounsfield. Le seuillage consiste à définir une fourchette de densité au niveau des pixels de l'image : les pixels faisant partie de cette fourchette appartiennent à la région d'intérêt et seront conservés. Les pixels qui sont en dehors de cette fourchette seront rejetés. Ainsi, en PMF, on pourra enlever le tissu osseux pour ne conserver que l'enveloppe cutanée (81-83).

Quand le contraste ou la résolution spatiale de l'image ne sont pas optimaux, le seuillage automatique peut s'avérer inexact et imprécis pour définir les limites de la structure d'intérêt. Ceci se produit surtout quand certains voxels se trouvent en limite de deux structures anatomiques différentes, ayant la même densité radiologique. On doit alors utiliser la segmentation manuelle pour corriger les artefacts qui ont été créés par ces structures de même densité. Ceci peut être extrêmement chronophage et doit être fait en tenant compte des limites anatomiques et des contraintes biologiques pour créer le modèle le plus précis possible. En effet, un modèle non réaliste génère des erreurs de conception pour la future épithèse. La majorité des logiciels utilise une combinaison de segmentation automatique et manuelle. Cependant, il n'existe pas de protocole standard permettant de définir les limites de deux structures anatomiques de densités identiques. L'opération se fait manuellement et est opérateur dépendante en ce qui concerne la qualité et la précision.

De plus, il existe un certain espacement entre deux coupes scanner qu'il faudra interpoler, c'est à dire reconstruire, pour combler les données manquantes et ainsi obtenir une surface continue à partir d'une succession de coupes discontinues (*cf figure 50*) (84).

Le modèle 3D en voxels ainsi généré pourra être importé et retravaillé tel quel dans un logiciel de CAO prenant en charge ce format. Cependant, le modèle est souvent converti sous forme de données en nuage de points qui sont elles-mêmes transformées en surfaces. Les surfaces générées à partir des nuages de points sont des maillages ou « meshes » faits de tétraèdres. D'autres types de surfaces, plus lisses que les polygones existent, comme les NURBS (Non

Uniform Rational B-Splines) .Cette technique permet de créer une image en 3D à partir des coupes 2D du scanner (85).

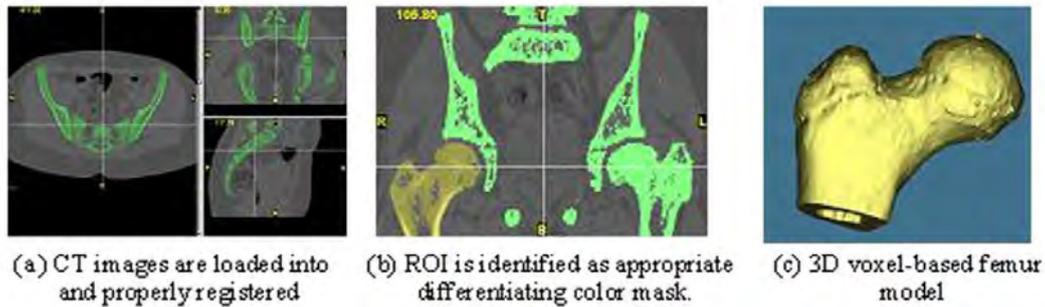


Figure 50 : procédé d'extraction de la région d'intérêt (fémur droit) à partir de données tomodensitométriques : (a) chargement et enregistrement des données dans le logiciel de segmentation ; (b) identification de la région d'intérêt et segmentation sur toutes les coupes ; (c) modèle 3D en voxel obtenu. (Sun 2005).

3.3.2) Reconstruction à partir du scanner surfacique

Les scanners surfaciques produisent en général des données sous forme de nuage de points correspondant aux coordonnées spatiales de la surface de l'objet enregistré (cf figure 51). Certaines modifications peuvent être directement appliquées à l'image sous forme de nuage de points comme la réduction du bruit, la suppression des points aberrants ou la simplification de l'arrière du modèle, qui ne sera pas utilisé pour construire l'épithèse. Ce traitement permet une optimisation des données ainsi qu'une réduction de la taille des fichiers (60). Les points seront ensuite convertis en surfaces, le plus souvent des maillages polygonaux. Ceci permet la manipulation, le modelage et la visualisation par un logiciel de CAO. Le format utilisé est souvent le format STL (STéréoLithographie), les scanners surfaciques permettant un enregistrement direct dans ce format (80, 86).

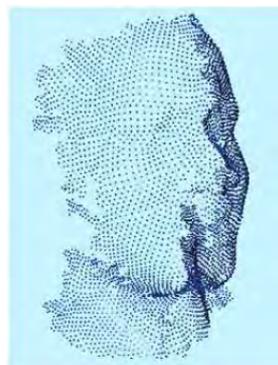


Figure 51 : image sous forme de nuage de points issue du scanner surfacique. (Eggbeer 2008).

3.4) Le modelage direct en voxels

Il peut être réalisé directement à partir des données tomodensitométriques du patient sans autre reconstruction nécessaire. Il existe des logiciels spécifiques adaptés à ce travail, utilisant, dans un environnement digital, des outils similaires à ceux traditionnellement employés en sculpture de cire ou d'argile. Ces logiciels permettent la visualisation explicite en 3D, la création, la manipulation et la retouche de surfaces sans aucune contrainte géométrique de forme. Ceci permet d'ajouter des niveaux de détails complexes comme des textures ainsi qu'une intégration précise des structures créées à l'anatomie du patient. La précision du modèle va dépendre de la taille des voxels utilisés. En effet, des voxels de petite taille vont générer des fichiers de plus gros volumes mais avec une meilleure résolution spatiale que des voxels de grande taille, produisant des fichiers plus petits. L'avantage du modelage direct en voxels sans conversion nécessaire vers un autre format (polygones ou surfaces NURBS), par rapport aux autres techniques que nous allons voir, est son intuitivité et sa ressemblance avec les techniques traditionnelles de sculpture. De plus, il permet d'éviter des risques d'erreurs liés à la conversion vers un autre type de surface ainsi que de gagner du temps. Il existe une gamme limitée de logiciels permettant le modelage direct en voxels à partir de scanners médicaux. Parmi ceux-ci, on peut citer : Z-brush®, 3D-Coat® et Freeform® (60, 87).

3.5) Les reconstructions à partir de maillages

3.5.1) Maillages polygonaux

La forme la plus facile à créer à partir d'un nuage de points provenant d'un scanner surfacique ou de données tomodensitométriques est un polygone à 3 cotés (triangle) en utilisant les points comme sommets de ces triangles. De représentations simples et supportés par tous les logiciels et les ordinateurs, les maillages polygonaux peuvent être soit au format STL soit dans le format propre du logiciel utilisé pour la reconstruction. Ces maillages triangulaires sont toujours très utilisés bien que d'autres formes puissent également permettre la modélisation 3D, comme nous le verrons par la suite. Le maillage est une approximation de la réalité, il est irrégulier et peut présenter des discontinuités, des artéfacts ou des chevauchements qu'il va falloir supprimer. Le but est d'obtenir un maillage continu et régulier ou « mesh manifold » (60, 80, 86). Plusieurs opérations peuvent s'appliquer au maillage :

- La décimation

Les polygones étant des formes planes, il en faut des millions pour représenter des modèles ayant une géométrie complexe, ce qui peut générer des fichiers volumineux. L'algorithme de

décimation passe par la suppression de certains sommets et de tous les triangles utilisant ces sommets. Il permet donc de réduire le nombre total de triangles d'un maillage en préservant la topographie et la géométrie originale du modèle (*cf figure 52*). L'utilisateur va spécifier le pourcentage de réduction du maillage original souhaité ou une décimation maximale. Il faudra cependant faire attention à trouver le bon compromis entre précision et taille de fichier (88).

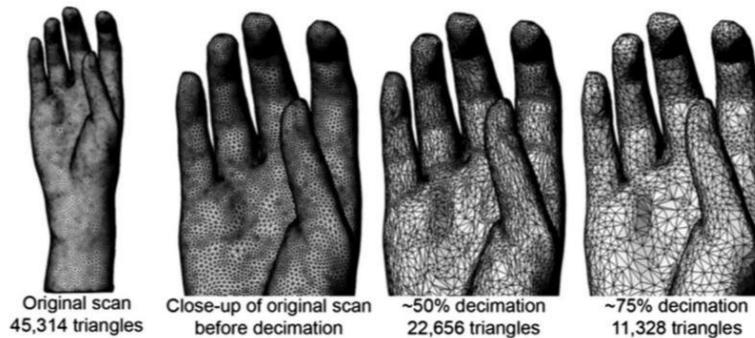


Figure 52 : effet de la décimation sur la géométrie et le nombre de facettes du modèle. (Bibb 2015).

- La tessellation

A l'inverse de la décimation, il s'agit d'augmenter le nombre de triangles dans les zones où l'on souhaite une très grande définition ou dans les courbes. Ceci permet au maillage de rester le plus fidèle possible à l'anatomie du patient (*cf figure 53*).

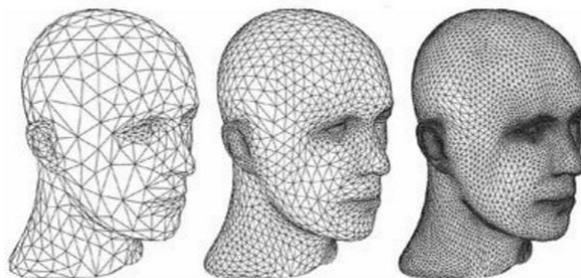


Figure 53 : effets de la tessellation sur un maillage fait de triangles. (Zorin 2000).

- Le remeshing

Le remeshing consiste à améliorer la qualité du maillage en l'harmonisant. Il s'agit le plus souvent de régulariser la taille ainsi que la forme des triangles de façon à les calibrer tous aux mêmes dimensions (*cf figure 54*) (89).

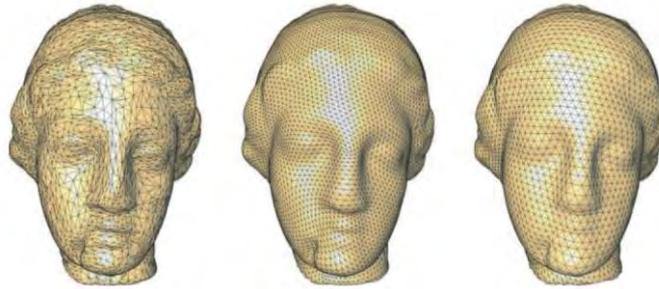


Figure 54 : illustration du remeshing. (Alliez 2007).

3.5.2) Maillages utilisant la méthode des éléments finis ou Finite Element Analysis (FEA)

A partir d'un nuage de points, cette méthode permet de diviser un objet de géométrie complexe en une série de petits éléments en 3D à la géométrie simple (tétraèdres, cubes). Ces éléments sont reliés entre eux au niveau de leurs sommets qui sont appelés nœuds. Cette méthode s'applique à la surface mais aussi à la profondeur de l'objet (*cf figure 55*). On pourra assigner à ce maillage des propriétés physiques permettant, par exemple, de modéliser la déformation. Avec les progrès informatiques constants, la méthode FEA est de plus en plus simple d'utilisation et remplace parfois les maillages de surfaces polygonales. On peut transférer les données scanner ou IRM dans des formats permettant le FEA, la qualité de la reconstruction dépendant de la validité des données enregistrées lors de l'acquisition. Les logiciels de CAO utilisant ce type de maillage disposent en général de leur propre format, cependant, avec des modules supplémentaires du logiciel, certains scanners médicaux peuvent exporter leurs données en FEA (60, 84, 90).

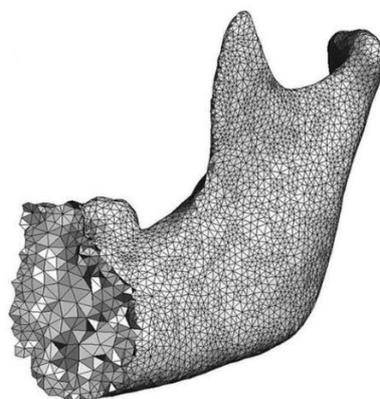


Figure 55 : modélisation en FEA s'appliquant à la surface et à la profondeur de l'objet. (Pinheiro 2015).

3.5.3) Critères de qualité de la reconstruction par maillage

Les scanners surfaciques ou à rayons X produisent de très grandes quantités de données afin d'assurer une précision optimale de l'acquisition. Cependant, cela peut parfois entraîner des redondances. De plus, comme nous l'avons vu plus haut dans ce chapitre, il existe des imprécisions qui peuvent être dues à des approximations de la surface d'origine, au bruit ou à des points aberrants. Pour optimiser le maillage et pallier au mieux aux imprécisions générées par le système d'acquisition, certains critères doivent être respectés comme la validité, la qualité du maillage et la fidélité par rapport aux données originales (89).

- La validité

Le maillage doit être simple, sans superposition, sans discontinuité et doit être fermé par des limites externes.

- La qualité

La qualité et la régularité du maillage, en termes de géométrie et de connections entre les différents éléments, permettent de générer des données plus stables. Ces données seront alors plus efficacement traitées par les logiciels, sans risque d'erreur ou de surface aberrante qui peuvent apparaître avec un fichier de mauvaise qualité. Une grande stabilité permet également des simulations numériques fiables.

- La fidélité

Le maillage doit être fidèle aux données d'origine c'est-à-dire qu'il doit s'approcher au plus près de la géométrie du modèle, en assurant un compromis entre la taille du fichier et la précision de la reconstruction.

Un maillage optimisé permet plus de fluidité et de rapidité dans le traitement des données tout en diminuant beaucoup le risque d'erreurs au niveau des logiciels de reconstructions. Il permet également plus de facilité dans l'échange de données en diminuant la taille des fichiers.

3.6) Les surfaces NURBS (Non Uniform Rational B-Splines)

3.6.1) Définition

Les surfaces NURBS sont des formes à quatre côtés, basées sur la représentation tridimensionnelle de fonctions mathématiques. Elles permettent de modéliser avec précision n'importe quelle structure, allant d'une ligne en deux dimensions à des reconstructions anatomiques complexes du corps humain, sans aucune contrainte (32). De plus, elles sont simples et intuitives d'utilisation et permettent d'intégrer des formes préfabriquées (cylindres, cubes...) au modèle de travail. Les surfaces NURBS donnent un rendu très lisse et naturel car elles permettent de relier les différents éléments du modèle par une continuité de courbes aux transitions douces et de corriger les artéfacts (*cf figure 56*). Les représentations en NURBS sont plus précises que les maillages de polygones. Elles permettent également une meilleure manipulation du modèle, un modelage plus précis et facilitent l'analyse de surface, permettant de simuler l'adaptation de la future épithèse sur le modèle numérique (75, 91).

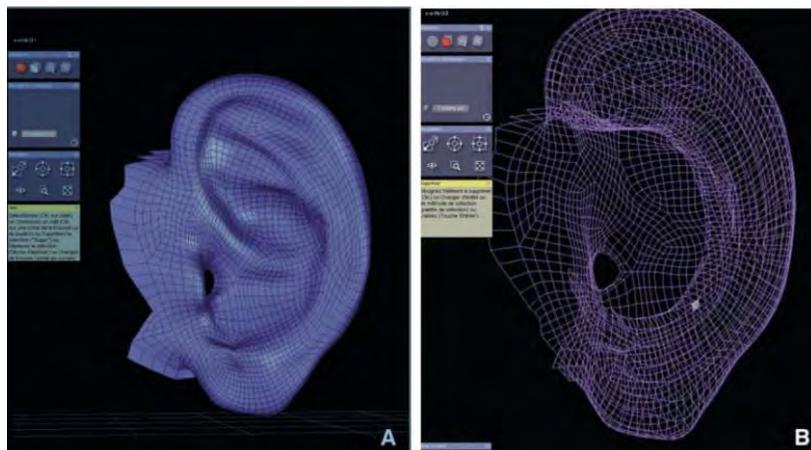


Figure 56 : Surface NURBS pour une épithèse auriculaire. (Bou 2004).

3.6.2) Construction des surfaces NURBS

Les surfaces NURBS sont basées sur la construction de courbes impliquant des points de contrôle, des nœuds et des vecteurs dits nodaux. Les vecteurs nodaux permettent de déterminer où et comment les points de contrôle pourront influencer la forme de la surface. Les nœuds sont des valeurs comprises entre 0 et 1 permettant de définir les vecteurs nodaux. Il existe plusieurs degrés de continuité possibles pour une courbe NURBS, allant de changements brutaux de trajectoires à des transitions de courbes douces. On peut utiliser ce procédé mathématique pour

créer des « patches » formés de 4 courbes NURBS jointives auxquelles on pourra appliquer des déformations de façon à créer des épithèses sur mesure (76, 85, 90-92).

Il est difficile de générer une surface directement en NURBS et on devra d'abord passer par un maillage de polygones. Le procédé d'obtention d'une surface NURBS à partir de données sous forme de nuage de points est décrit sur la *figure 57*. L'image (*cf figure 57a*) va d'abord être nettoyée pour enlever les points aberrants, ensuite on applique au modèle une décimation ou une tessellation puis une triangulation pour générer un maillage de polygones (*cf figure 57b*) et un modèle facetté (*cf figure 57c*). Le modèle est ensuite à nouveau nettoyé et remanié pour diminuer la taille du fichier en enlevant certains points et en accentuant d'autres (*cf figure 57d*). Le modèle NURBS peut ensuite être généré (*cf figure 57e*), il reproduit au plus près la morphologie réelle (lissage, couleurs, contours...) (*cf figure 57f*). L'édition d'un modèle en surface NURBS peut être extrêmement chronophage (85).

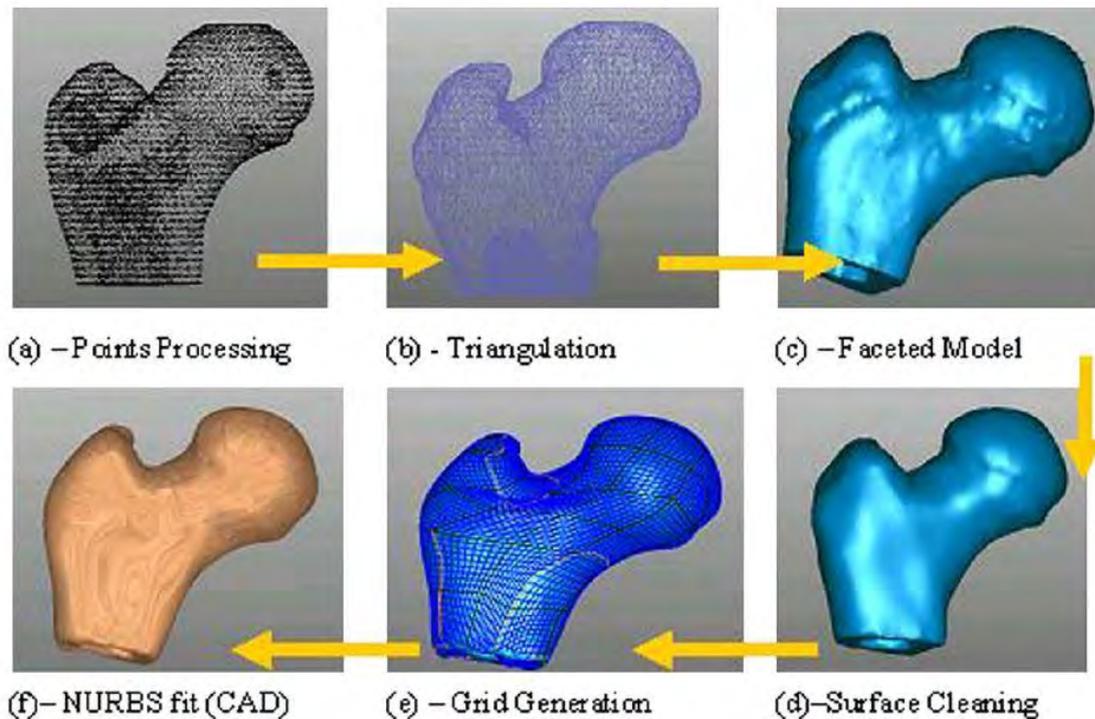


Figure 57 : procédé de CAO allant du nuage de points à la surface NURBS. (Sun 2005).

Il est possible de faire varier la concordance d'une surface NURBS avec les données sources en modifiant le nombre de points de contrôle de la surface. De nombreux points de contrôle produisent une surface plus complexe et plus fidèle aux données d'origine. Le nombre de points de contrôle est une donnée paramétrée par l'utilisateur au moment de la création de la surface. En fonction du logiciel utilisé, la qualité de la correspondance entre l'image originale et la surface générée peut être directement visualisée à l'écran ou bien quantifiée numériquement.

Les NURBS étant contrôlées par des équations mathématiques, les surfaces doivent obéir à certains critères pour que ces équations soient résolues. Si on ne respecte pas ces paramètres (aires fermées, points de contrôle...), la surface ne pourra pas être créée ou bien sera inutilisable pour la modélisation (plissée, chevauchante...). De plus, ces surfaces présentant des défauts ne pourront pas être usinées (60, 93).

La *figure 58* illustre l'adaptation de la surface NURBS sur le modèle original en fonction du nombre de points de contrôle. Le gris clair met en évidence les zones de faible correspondance et le gris foncé, les zones de forte correspondance. On peut voir que plus le nombre de points de contrôle augmente plus la surface NURBS est précise, complexe et adaptée au modèle de départ.

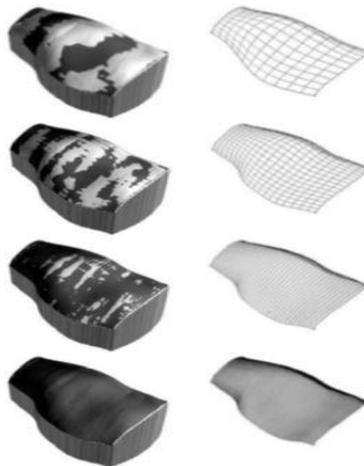


Figure 58 : effet de l'augmentation du nombre de points de contrôle sur la précision de représentation d'une surface NURBS selon un gradient vertical de haut en bas. (Bibb 2005).

Il est possible de combiner les surfaces NURBS (composées de quadrilatères) aux surfaces polygonales, on parle alors de T-splines. Elles permettent des modelages encore plus complexes qu'avec les NURBS ou les polygones seuls. Cependant, les T-splines sont encore très peu utilisées en médecine.

3.7) La création de l'épithèse

Il existe plusieurs techniques de CAO pour créer une épithèse allant de l'acquisition numérique de la partie à reconstruire avant l'exérèse au modelage complet sans données préexistantes. Souvent, une combinaison de plusieurs techniques est utilisée. La difficulté de la CAO médicale par rapport à celle utilisée pour le design de produits est due à la complexité des surfaces anatomiques à reconstruire. Il est possible d'utiliser les maillages polygonaux, les NURBS ou le modelage direct en voxels en fonction de la technique d'acquisition et du logiciel de CAO employé. Certains logiciels comme Freeform® permettent de travailler dans plusieurs de ces formats.

- Modélisation préopératoire

C'est la meilleure solution envisageable. Une acquisition 3D préopératoire est réalisée et permet ensuite de construire l'épithèse à partir des données propres du patient. Cela peut également servir pendant la phase chirurgicale pour adapter les berges de l'exérèse à la future épithèse, grâce à une maquette préfabriquée en fonction de l'anatomie enregistrée au préalable. De plus, cela permet au patient de recevoir rapidement une épithèse provisoire. Malheureusement, cette solution est rarement possible car le défaut est déjà présent au moment de la reconstruction (94, 95).

- Effet miroir

Il s'agit de reconstruire l'image tridimensionnelle du patient puis de séparer la partie saine (oreille, œil...) du reste du visage. On utilise ensuite la fonction miroir du logiciel de CAO, qui est basée sur la symétrie axiale, pour simuler la future épithèse. Il est possible de visualiser la maquette dans tous les sens de l'espace, au niveau de l'intrados et de l'extrados et éventuellement, de la déformer. Ceci permet de ne pas avoir une symétrie complète ou bien d'adapter la maquette au défaut cutané. Il sera nécessaire, lors de l'acquisition, d'orienter la tête du patient dans une position parfaitement horizontale (95, 96).

- Banques d'images 3D

Lorsque la technique de l'image miroir ne peut pas être appliquée, il est possible de faire appel à des banques d'images 3D, enregistrées chez des sujets sains. La sélection du modèle se fera en fonction des caractéristiques du visage du donneur et du receveur ainsi que de la perte de substance à recouvrir. Il est également possible de combiner une image miroir à une image issue d'une banque, pour des épithèses de grande étendue. On peut citer l'article de Ciocca (2010) où

l'œil droit a été reconstruit grâce à une image miroir alors que le nez provient d'une banque d'images (*cf figure 59*) (95, 97).

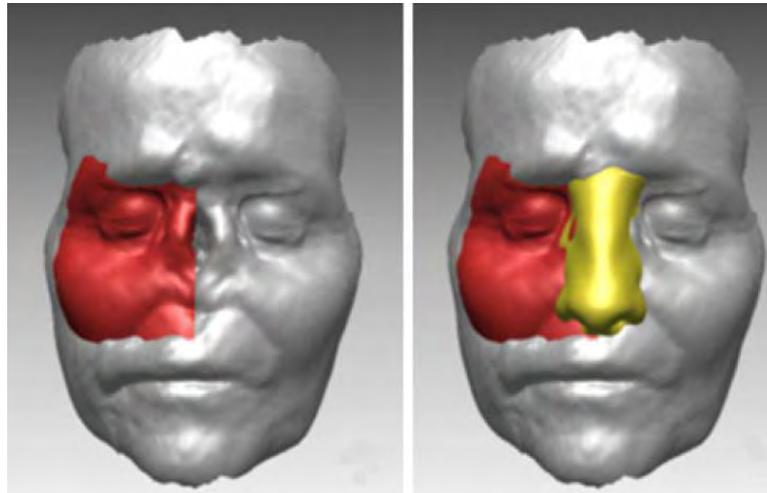


Figure 59 : combinaison d'une image miroir et d'une image issue d'une banque pour la conception d'une épithèse occulo-jugo-nasale. (Ciocca 2010).

- Modelage direct de la pièce prothétique

La pièce prothétique pourra être modélisée à partir d'un maillage de polygones ou, pour une plus grande précision et liberté de travail, avec un patch NURBS. Il faudra d'abord placer des points de contrôle et des lignes de limitation au niveau de la perte de substance, sur le modèle virtuel du patient. Le patch pourra ensuite être sculpté pour correspondre aux formes et aux limites souhaitées pour la future épithèse. Si la sculpture se fait à partir de plusieurs patches, ils devront partager certains angles et ne pas se recouvrir les uns les autres. Les différentes surfaces générées pourront ensuite être assemblées pour former une seule surface 3D. Certaines surfaces peuvent être générées automatiquement, cependant il faudra les modifier pour les adapter au défaut cutané (60, 95).

- Céphalométrie

La céphalométrie permet d'identifier des points de repères cutanés et osseux et de mesurer des dimensions et des angles à partir de ces repères. Elle permet ainsi de fournir des indications en ce qui concerne les dimensions, la symétrie, les proportions et la position anatomique d'une future épithèse. Il est également possible de comparer virtuellement les dimensions de l'épithèse à des mesures faites chez des sujets sains. Certains logiciels permettent d'intégrer et de superposer les lignes et les points céphalométriques aux structures cutanées et osseuses. Ceci

permettant de donner des points de repères pour positionner la future épithèse de manière esthétique et anatomique (*cf figure 60*). Cependant, cela implique, lors de l'acquisition, de respecter toujours le même placement de la tête et de la stabiliser dans cette position (95, 98, 99).

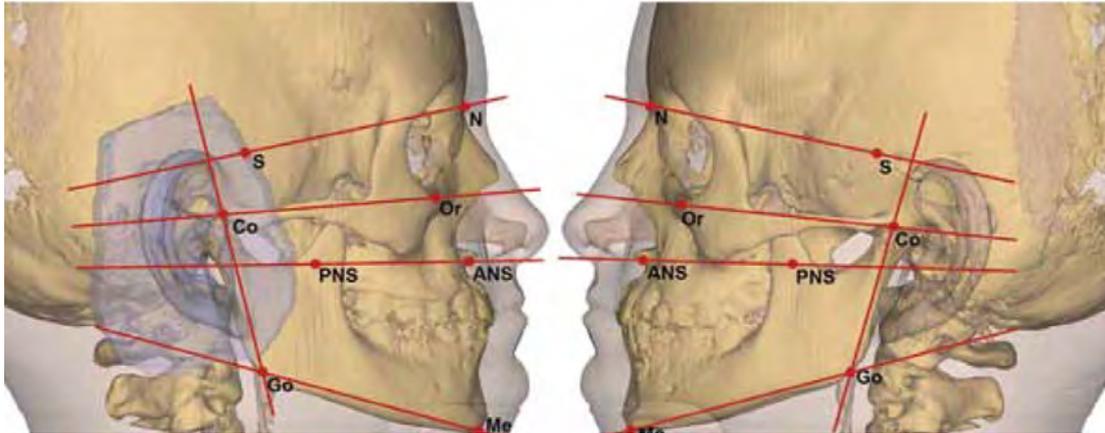


Figure 60 : l'image miroir de l'oreille gauche est placée sur le crâne en utilisant des repères céphalométriques. Les tissus cutanés et osseux peuvent être superposés. (Kolodney 2011).

- Mise en place d'implants

Pour des épithèses implanto-retenues, il est possible de planifier informatiquement la position, le nombre et l'angulation des futurs implants. A partir de cette simulation, un guide chirurgical est usiné en tenant compte des contraintes biomécaniques, de la disponibilité osseuse ainsi que des impératifs esthétiques à respecter (95).

- Contrôle de l'adaptation sur le modèle virtuel

Les logiciels permettent également d'évaluer et de visualiser la correspondance entre l'épithèse créée et le défaut cutané à recouvrir en terme d'état de surface, de lissage et de respect des courbes du visage (75). Il est possible, par exemple, de superposer des bandes noires et blanches à l'épithèse mise en place virtuellement, afin de visualiser les endroits où elle est bien adaptée et les endroits montrant des hiatus et des défauts d'état de surface. Ainsi, des transitions douces entre les lignes, signent à la fois une bonne adaptation de l'épithèse et un état de surface satisfaisant. Ceci permettra d'obtenir un rendu réaliste ainsi qu'une bonne intégration au visage du patient. A l'inverse, des transitions abruptes entre les lignes, l'absence de ligne ou de continuité ainsi que des lignes ondulées signent un défaut d'adaptation (*cf figure 61*).



Figure 61 : transitions abruptes entre les lignes montrant un défaut d'adaptation de l'épithèse à cet endroit. (Sareen 2009).

3.8) Formats de sortie vers le logiciel de Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO) et la machine-outil.

3.8.1) Le format STL et STL 2.0

- Format STL

Le format STL (STéréoLithographie) a été initialement développé par 3D Systems® comme format de transfert des logiciels CAO vers leurs machines de prototypage rapide puis il a été adopté comme un standard dans l'industrie. Il est très polyvalent et capable de prendre en charge les maillages de polygones et les voxels (86).

Pour être usiné, un fichier STL doit être sous forme d'un seul volume fermé, avec des faces internes et externes distinctes et sans espace entre les facettes. Les petits défauts du fichier peuvent être corrigés par des logiciels spécifiques de CAO ou même par les logiciels de certaines machines-outils (82).

Les fichiers STL peuvent varier en taille allant de 50KB à des centaines de mégabits. Des formes très complexes peuvent générer des fichiers STL excessivement volumineux, ce qui peut rendre les processus et les transferts de fichiers difficiles. Il existe des logiciels pour compresser les fichiers STL, permettant des transferts plus rapides via internet. Quand il exporte un fichier STL à partir d'un logiciel de CAO, l'utilisateur doit choisir la résolution ou la qualité du fichier. Ceci est normalement fait en spécifiant une déviation maximale. La déviation correspond à l'approximation qu'il y a entre une facette et les données réelles. Une petite déviation donne une représentation plus précise du modèle 3D et correspond à un format STL qui comporte un nombre plus grand de facettes. La taille du fichier dépend uniquement du

nombre de facettes, donc une définition plus importante (et plus proche de la réalité) entraîne un fichier plus volumineux. Il en est de même quand on crée un fichier STL à partir d'un scanner médical. On n'utilise alors non pas des facettes mais des voxels pour une approximation du modèle 3D (60, 78). Les fichiers STL peuvent ensuite subir des post-traitements, dont le but est le plus souvent d'optimiser le prototypage rapide (60).

- Format STL 2.0

Le principal défaut du format STL est qu'il ne communique qu'une forme approximative d'un maillage, dépendant de la résolution spécifiée par l'utilisateur et qu'il ne peut inclure aucune autre donnée de construction ou métadonnée. Or il devient de plus en plus nécessaire de pouvoir transmettre des informations sur les couleurs, les matériaux employés, les constructions et les maillages complexes (100). Le format STL 2.0 ou AMF (Additive Manufacturing Format), permet de dépasser ces limitations. De plus, dans ce format, le manque de détails donne lieu à des approximations où les facettes (triangles) ne restent pas planes comme dans le format STL mais peuvent décrire des courbes (101). Ceci permet donc, pour décrire une courbe, de remplacer plusieurs facettes planes successives par une seule facette incurvée ce qui diminue la taille du fichier. Le format STL 2.0 est encore très peu utilisé en médecine, cependant, il est prometteur car très standard (60).

3.8.2) Le format Objet

Le format Objet (.obj) est un des formats les plus polyvalents. Il permet de transférer la géométrie des courbes et surfaces NURBS ainsi que des maillages de polygones. De plus, il inclut des informations additionnelles sur le fichier comme le nom, la matière, la couleur (60)...

3.8.3) Autres formats existants

Il existe beaucoup d'autres formats capables de transmettre des données issues d'un logiciel de CAO vers une machine de prototypage rapide. Parmi ces formats, on peut citer (100) :

- X3D

C'est un format utilisé pour permettre la visualisation sur le web. Il inclut des données comme la couleur, la transparence et peut aussi prendre en charge des animations et des sons.

- STEP

Il permet de transférer un modèle réalisé en CAO ainsi que tout l'historique qui a permis d'aboutir à sa création. Cela permet l'édition entre différents logiciels.

- PLY

C'est un format conçu pour le stockage et la visualisation des images issues du scanner surfacique. Il ne prend en charge que les maillages polygonaux.

- 3DS

C'est un format également basé sur les maillages polygonaux mais limité dans sa résolution.

- DXF

Il s'agit d'un format initialement prévu pour les images en 2D mais pouvant parfois être utilisé en 3D.

- SAT

Il permet de représenter les objets virtuels par leurs limites externes et internes. Il est cependant difficile d'utilisation et peu approprié pour les conversions de formats.

- SLC

Il permet de représenter des coupes 2D d'un objet par ces limites internes et externes.

3.9) Conclusion

A partir de ces techniques de création virtuelle et des données propres au patient, il va être possible de modéliser une épithèse sur mesure grâce à un logiciel de CAO. On pourra par la suite faire visualiser le prototype virtuel au patient et à ses proches, permettant ainsi un véritable essayage virtuel de l'épithèse avant même son usinage. Cet essayage rend possible l'adaptation de la future épithèse à la perte de substance du patient ainsi que la vérification d'une intégration naturelle dans le visage. La CAO a l'avantage de permettre une production rapide de l'épithèse ainsi qu'un archivage des données qui pourront ensuite être retravaillées ou modifiées si nécessaire en fonction de l'évolution de la pathologie du patient. Le modèle virtuel ainsi conçu sera ensuite converti, le plus souvent au format STL, pour permettre le prototypage rapide d'une maquette en cire ou en résine, d'un moule voire directement d'une prothèse en silicone.

4) Exemple, le scanner ARTEC 3D space spider

Le scanner ARTEC 3D space spider est fabriqué et commercialisé par la société Boreal. Cette société assure la distribution de produits dédiés à la mesure 3D et à la digitalisation avec ou sans contact et travaille en partenariat avec de grands industriels comme PSA ou Airbus par exemple.

4.1) Caractéristiques

Il s'agit d'un scanner portable qui a initialement été développé pour les besoins de la station spatiale internationale. Il utilise la technologie de la lumière structurée et peut scanner en 3D une grande variété d'objets en capturant à la fois leurs formes et leurs textures (couleur). Il dispose d'une grande précision dans l'enregistrement des surfaces complexes ou fines et permet ensuite l'exportation vers un logiciel de CAO.

Le scanner ARTEC 3D space spider est composé (*cf figure 62*) :

- d'un projecteur 3D permettant la projection d'un motif lumineux sur l'objet à scanner.
- d'un flash dit « de texture » à LED.
- d'une caméra permettant l'enregistrement de la texture, c'est-à-dire de la couleur de l'objet.
- de trois caméras 3D permettant d'enregistrer la surface de l'objet.



Figure 62 : le scanner ARTEC 3D space spider. (ARTEC 2016).

Lors de l'enregistrement, il faudra veiller à placer le patient de façon à ce qu'il reste immobile durant toute la durée d'acquisition. Il faudra également se placer dans des conditions lumineuses appropriées, si possible une lumière du jour diffuse.

Les données seront alors acquises sous forme de nuage de points, avec une résolution 3D modulable, pouvant aller jusqu'à 0,1 mm. Plusieurs formats de sortie seront possibles vers le logiciel de CAO dont le format STL.

4.2) Exemple suivi à la consultation de Prothèse Maxillo-Faciale du Professeur Pomar

4.2.1) Acquisition au niveau d'une perte de substance du pavillon de l'oreille droite

L'enregistrement d'une zone limitée du visage par le scanner ARTEC 3D space spider est de l'ordre de 30 secondes, après un temps de préchauffage de 3 minutes. Durant l'acquisition, l'opérateur doit veiller à enregistrer la perte de substance dans tous les sens de l'espace pour éviter les zones non définies sur la reconstitution informatique (*cf figures 63 et 64*). A la fin de l'acquisition, le scanner génère des données brutes qui devront être post-traitées (*cf figure 65*).



Figure 63 : patient présentant une perte de substance au niveau du pavillon de l'oreille droite. (Willmann, 2015).



Figure 64 : acquisition des données. (Willmann, 2015).

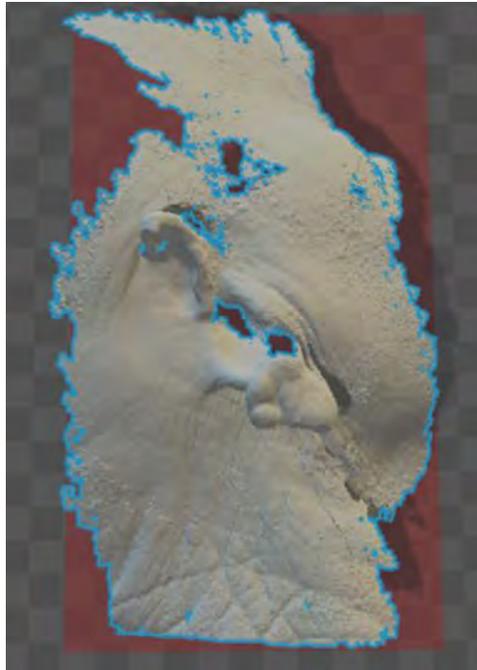


Figure 65 : données brutes générées. (Willmann, 2015).

4.2.2) Acquisition au niveau d'une perte de substance nasale

L'acquisition du visage entier nécessite plusieurs minutes pendant lesquelles le patient devra rester immobile. Comme pour une acquisition partielle, l'opérateur devra veiller à enregistrer le visage du patient sous tous les angles (*cf figures 66 et 67*). Les données brutes générées pourront ensuite être manipulées sur un logiciel de CAO et post-traitées (*cf figures 68 et 69*).



*Figure 66 : patient présentant une perte de substance au niveau du nez.
(Willmann, 2015).*



Figure 67 : acquisition des données. (Willmann, 2015).



Figure 68 : données brutes générées. (Willmann, 2015).

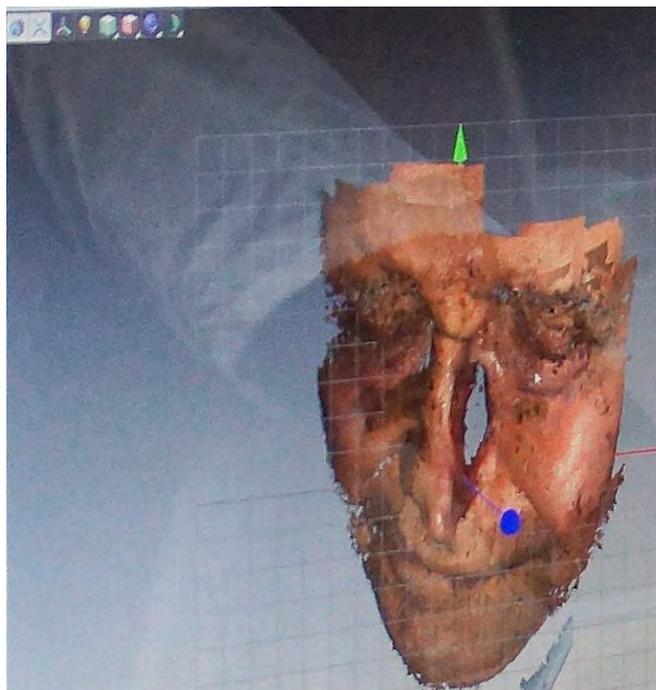


Figure 69 : post-traitement en cours. (Willmann 2015).

Conclusion

Au cours de ce travail, nous avons pu suivre l'évolution de la Prothèse Maxillo-Faciale (PMF) depuis les masques de la Haute-Antiquité jusqu'aux impressions 3D de cellules souches au XXI^e siècle. Cette discipline, à la frontière entre la médecine, l'artisanat et l'art a évolué conjointement avec la dentisterie et la chirurgie maxillo-faciale, sachant toujours bénéficier des avancées technologiques de son temps et du savoir-faire de précurseurs tels Ambroise Paré ou Pierre Fauchard par exemple.

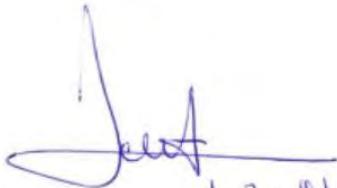
Depuis les années 80 et avec le développement de l'informatique, les techniques de Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO), qui sont en train de révolutionner le monde industriel, intègrent peu à peu le domaine médical et plus particulièrement la sphère de la Prothèse Maxillo-Faciale. Ceci implique une nouvelle approche des méthodes de travail sur le plan de l'empreinte qui devient optique, de la conception de la maquette, qui devient numérique et de la fabrication de l'épithèse qui est automatique. Cette application médicale des procédés de CFAO n'est pas encore pratique courante au sein des unités de Prothèse Maxillo-Faciale, cependant, elle est en augmentation.

Cette utilisation médicale des technologies de CFAO a également nécessité des adaptations sur le plan technique : ainsi, tous les procédés d'acquisition de l'image utilisables dans l'industrie ne sont pas applicables en PMF et nous retiendrons seulement l'imagerie à Rayons X ainsi que les scanners surfaciques utilisant le laser, la stéréophotogrammétrie et la lumière structurée.

Il en va de même pour les logiciels de Conception Assistée par Ordinateur et les formats qu'ils utilisent. Le visage humain est une structure extrêmement complexe à représenter, impliquant non seulement une dimension anatomique mais aussi une part psychologique et relationnelle, bien loin du design industriel de produits de consommation, aux formes géométriques simples. Ce travail s'est attaché à décrire les logiciels et les formats utilisables pour le design informatique d'épithèses aux lignes et aux courbes nombreuses et complexes, permettant de remplacer au mieux l'organe et la fonction perdus.

Cependant, il paraît important de rappeler que la technologie n'est pas une fin en soi mais un moyen permettant de surmonter certaines difficultés. Or, quand la machine remplace la main, la réflexion et l'approche mentale se perdent parfois (11, 102). Pour éviter que la CFAO ne devienne une fin, praticiens et épithésistes se doivent de conserver leur savoir, leur savoir-faire ainsi que leur esprit critique sans accorder une confiance aveugle à la machine car, comme l'écrivait Rabelais dès le XVI^e siècle, « science sans conscience n'est que ruine de l'âme » (François Rabelais, Pantagruel, 1532).

Vu le directeur de thèse



le 7 juillet 2016.

Vu le Président du Jury
Vu le Directeur de thèse



le 7 juillet 2016

Bibliographie

1. Pomar P, Dichamp J. Introduction à la prothèse maxillofaciale. EMC-Dentisterie. 2004.
2. Pomar P. cours d'introduction à la Prothèse Maxillo-Faciale 2015.
3. Le Goff M, Jammet P, Breton-Torres I. Rééducation des séquelles du noma. kinésithérapie, la revue. 2015;15(159):41-8.
4. Vigarios E, Destruhaut F, Pomar P, Dichamp J, Toulouse E. La prothèse maxillo-faciale. CdP; 2015.
5. Gabiache G. Empreintes et modèles de la face : entre art et science 2013.
6. Vigarios E, Pomar P, Toulouse E, Fusaro S, Grhenassia C. Epithèses faciales. EMC Stomatologie. 2006.
7. Marty D. Le patient d'hier d'aujourd'hui et de demain dans l'enjeu des reconstructions maxillo-faciales. 2015.
8. Destruhaut F, Vigarios E, El Kesri H, Pomar P. Face et visage : les résonances socioculturelles de l'anatomie artistique à travers l'iconographie. EMC Chirurgie orale et maxillo-faciale. 2010.
9. Hattab NM, Lahmiti S, Harif M. Le visage et le cancer. EMC Revue de stomatologie, de chirurgie maxillo-faciale et de chirurgie orale. 2014.
10. Cazaubon A. Contribution à l'histoire de la prothèse maxillo-faciale, de l'Antiquité à la deuxième guerre mondiale. 1996.
11. Cabrit L. Le moulage en prothèse faciale : séquençage du geste et interface homme-machine. Toulouse; 2015.
12. Ben Yahia B. Avicenne médecin. Sa vie, son œuvre. Revue d'histoire des sciences et de leurs applications 1952;5(4).
13. Ziegler J, Weill-Parot N. Nord-Sud : la médecine parisienne dans son contexte européen. À propos de La Médecine médiévale dans le cadre parisien de Danielle Jacquart. Médiévales. 2002(43).
14. Beltramini A. La storia della chirurgia estetica. Focusit. 2014.
15. Bouvier M. Marie-Christine Pouchelle, Corps et chirurgie à l'apogée du Moyen Age. Savoir et imaginaire du corps chez Henri de Mondeville, chirurgien de Philippe le Bel. Médiévales. 1984;3(6).
16. Destruhaut F, Esclassan R, Noirrit-Esclassan E, E. V, Pomar P. Histoire des pratiques et des mentalités en prothèse faciale EMC, Chirurgie orale et Maxillo-Faciale. 2014.

17. Vouthisouk M. Réhabilitation maxillo-faciale, la prothèse oculaire en Thaïlande : techniques et moyens. Lyon; 2011.
18. Destruhaut F, Esclassan E, Pomar P. Regard historique sur les carnets militaires et d'appareillage de Jacques Mouchez, artilleur de la « Grande Guerre », et de Jean Narcisse, « gueule cassée » toulousaine. Actes Société française d'histoire de l'art dentaire, 2014.
19. Destruhaut F, Pomar P, Esclassan R. Société française d'histoire de l'art dentaire. XXIVe Congrès Toulouse. 2014.
20. Destruhaut F, Esclassan E, Toulouse E, Vigarios E, Pomar P. Histoire de la peau prothétique de la Grande Guerre à nos jours. Actes Société française d'histoire de l'art dentaire. 2012.
21. Rochette V, Margerit J. Les gueules cassées de la première Guerre Mondiale : thérapeutiques prothétiques et chirurgicales. Actualités odonto-stomatologiques. 2010(septembre).
22. Destruhaut F, Vigarios E, Pomar P. Anthropologie et prothèse maxillo-faciale : vers une médecine du sacré. Actes Société française d'histoire de l'art dentaire. 2010.
23. Cavézian R, Pasquet G. L'imagerie médicale en odontologie. CdP ed2005.
24. Doyon D, Cabanis E-A, Frija J, Halimi P, Roger B. Scanner à rayon X. Tomodensitométrie. Masson ed2000.
25. Herman GT, Liu HK. Display of Three-Dimensional Information in Computed Tomogra... : Journal of Computer Assisted Tomography. 1977.
26. Alberti C. Three-dimensional CT and structure models. Br J Radiol. 1980;53(627):261-2.
27. Vannier MW, Marsh JL, Warren JO. Three dimensional CT reconstruction images for craniofacial surgical planning and evaluation. <http://dxdoi.org/101148/radiology15016689758>. 1984.
28. Mankovich N. The use of computerized tomographic (CT) scans for display and prosthesesconstruction. Proceedings of SPIE. 1985;535.
29. Rhodes ML, Kuo Y-M, Rothman SLG, Woznick C, Bruce R, Pratt C. 3D — A Guide for Prostheses. informatik-Fachberichte. 1986:637-47.
30. Kalender WA, Polacin A, Heinritz H, Hirschfelder H, Hirschfelder U, Smet M. Generation of Surgical Models by Spiral CT and Stereolithography. 1994:139-48.
31. Toth BA, Ellis DS, Stewart WB. Computer-designed prostheses for orbitocranial reconstruction. Plast Reconstr Surg. 1988;81(3):315-24.
32. Eggbeer D. The computer aided design and fabrication of facial prostheses 2008.

33. Mankovich NJ, Cheeseman AM, Stoker NG. The display of three-dimensional anatomy with stereolithographic models. *J Digit Imaging*. 1990;3(3):200-3.
34. Duret F, Duret B, Pelissier B. CFAO histoire vécue, le temps des pionniers. *Information dentaire*. 2007(septembre).
35. Savara BS. Applications of photogrammetry for quantitative study of tooth and face morphology. *Am J Phys Anthropol*. 1965;23(4):427-34.
36. Sharp JV, Christensen RL, Gilman WL, Schulman FD. Automatic map compilation using digital techniques. *photogrammetric ingeneering*. 1965;31:223-39.
37. Drerup B. A procedure for the numerical analysis of moiré topograms. 1981;36(2):41.
38. Moss JP, Linney AD, Grindrod SR, Arridge SR, Clifton JS. Three-dimensional visualization of the face and skull using computerized tomography and laser scanning techniques. 1987.
39. Arridge S, Moss JP, Linney AD, James DR. Three dimensional digitization of the face and skull. *J Maxillofac Surg*. 1985;13(3):136-43.
40. Evenhouse RJ, (USA) UoIC, Chen X, (USA) UoIC. Precise individualized armature for ear reconstruction. Boston - DL tentative. 1990:248-53.
41. Chen LH. A CAD/CAM Technique for Fabricating Facial Prostheses: A Preliminary Report. *International Journal of Prosthodontics*. 1997;10(5):467.
42. Runte C, Dirksen D, Delere H, Thomas C, Runte B, Meyer U, et al. Optical data acquisition for computer-assisted design of facial prostheses. *Int. J. Prosthodont*. 2002;15(2):129-32.
43. Cheah CM, Chua CK, Tan KH, Teo CK. Integration of laser surface digitizing with CAD/CAM techniques for developing facial prostheses. Part 1: Design and fabrication of prosthesis replicas. *Int. J. Prosthodont*. 2003;16(4):435-41.
44. Cheah CM, Chua CK, Tan KH. Integration of laser surface digitizing with CAD/CAM techniques for developing facial prostheses. Part 2: Development of molding techniques for casting prosthetic parts. *Int J Prosthodont*. 2003;16(5):543-8.
45. Reitemeier B, Notni G, Heinze M, Schone C, Schmidt A, Fichtner D. Optical modeling of extraoral defects. *J. Prosthet. Dent*. 2004;91(1):80-4.
46. Ciocca L, Mingucci R, Gassino G, Scotti R. CAD/CAM ear model and virtual construction of the mold. *J Prosthet Dent*. 2007;98(5):339-43.
47. Chandra A, Watson J, Rowson JE, Holland J, Harris RA, Williams DJ. Application of rapid manufacturing techniques in support of maxillofacial treatment: Evidence of the requirements of clinical applications. 2005.

48. Ciocca L, Fantini M, De Crescenzo F, Persiani F, Scotti R. New protocol for construction of eyeglasses-supported provisional nasal prosthesis using CAD/CAM techniques. *J Rehabil Res Dev*. 2010;47(7):595-604.
49. Xiao K, Faraedon ZVN, R.Yates, J.M. Developing a 3D colour image reproduction system for additive manufact. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2013;70(9).
50. Rayna R, Striukova L. From rapid prototyping to home fabrication: How 3D printing is changing business model innovation. 2016;102:214–24.
51. Rayna T, Striukovab L, Darlingtonc J. Co-creation and user innovation: The role of online 3D printing platforms. 2015;37:90–102.
52. Weller C, Kleer R, Piller F. Economic implications of 3D printing: Market structure models in light of additive manufacturing revisited. 2015;164:43–56.
53. Pati F, Ha DH, Jang J, Han HH, Rhie JW, Cho DW. Biomimetic 3D tissue printing for soft tissue regeneration. *Biomaterials*. 2015;62:164-75.
54. Duret F. La CFAO dentaire, 6 ans après la première présentation au congrès de l'ADF de 1985. *Actualités odonto-stomatologiques*. 1991;175(Septembre).
55. Bermes-Klaine R. La fabrication assistée par ordinateur en prothèse. 2013.
56. Unger F. La CFAO en questions. *Le Fil Dentaire*. 2010.
57. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent*. 1991;1(2):150-4.
58. Fages M, Raynal J, Margerit J. La CFAO directe aujourd'hui, principes généraux. *L'information dentaire*. 2008;38(novembre).
59. Bou C. Evaluation en terme de Santé Publique d'un concept C.F.A.O (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur) en Prothèse Maxillo-Faciale. 2004.
60. Bibb R, Eggbeer D, Paterson A, editors. *Medical Modelling. The application of Advanced Design and Rapid Prototyping. Techniques in Medicine. Second edition*2015.
61. Dillenseger J-P, Moerschel E. *Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie*. Masson, editor2009.
62. Hélénon O, Chabriaïs J, Gibaud B, Mariano-Goulart D. *Traitement de l'image, de la numérisation à l'archivage et la communication*. Masson, editor2013.
63. Masson F, *Dangin X, Baudin P*. *Tomodensitométrie : principes, formation de l'image*. EM Consulte. 2011.
64. Boas FE, Fleischmann D. CT artifacts: Causes and reduction techniques. *Imaging in Medicine*. 2012(4(2)):229-40.

65. Gerbaud F. "Cone Beam" : principes de fonctionnement, intérêts et limites dans la pratique odontologique. 2009.
66. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am.* 2008;52(4):707-30, v.
67. Zhang Y, Zhang L, Zhu XR, Lee AK, Chambers M, Dong L. Reducing metal artifacts in cone-beam CT images by preprocessing projection data. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2007;67(3):924-32.
68. Tzou CH, Artner NM, Pona I, Hold A, Placheta E, Kropatsch WG, et al. Comparison of three-dimensional surface-imaging systems. *J Plast Reconstr Aesthet Surg.* 2014;67(4):489-97.
69. Chae MP, Rozen WM, Spychal RT, Hunter-Smith DJ. Breast volumetric analysis for aesthetic planning in breast reconstruction: a literature review of techniques. 0. 2015.
70. Rodriguez-Quinonez JC, Sergiyenko O, Gonzalez-Navarro FF, Basaca-Preciado L, Tyrsa V. Surface recognition improvement in 3D medical laser scanner using Levenberg–Marquardt method. 2013;93(2):378–86.
71. Lane C, Harrell W, Jr. Completing the 3-dimensional picture. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(4):612-20.
72. Heike CL, Upson K, Stuhaug E, Weinberg SM. 3D digital stereophotogrammetry: a practical guide to facial image acquisition. *Head Face Med.* 2010;6:18.
73. Artopoulos A, Buytaert JA, Dirckx JJ, Coward TJ. Comparison of the accuracy of digital stereophotogrammetry and projection moire profilometry for three-dimensional imaging of the face. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014;43(5):654-62.
74. Plooiij JM, Swennen GR, Rangel FA, Maal TJ, Schutyser FA, Bronkhorst EM, et al. Evaluation of reproducibility and reliability of 3D soft tissue analysis using 3D stereophotogrammetry. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38(3):267-73.
75. Sareen KK, Knopf GK, Canas R, editors. *Surface Reconstruction from Sliced Point Cloud Data for Designing Facial Prosthesis. Science and Technology for Humanity (TIC-STH), 2009 IEEE Toronto International Conference; 2009.*
76. Arrouk K. *Techniques de conception assistée par ordinateur (CAO) pour la caractérisation de l'espace de travail de robots manipulateurs parallèles.* 2012.
77. Kéribin C. *Conception et visualisation d'objets. Notes du cours de Christine Kéribin, rédigées par Pierre Pansu 2003.*
78. Eggbeer D, Bibb R, Williams R. The computer-aided design and rapid prototyping fabrication of removable partial denture frameworks. *Proc Inst Mech Eng H.* 2005;219(3):195-202.

79. NEMA. DICOM PS3.1 2015c - Introduction and Overview 2015 [Available from: <http://dicom.nema.org/>].
80. Saxena A. C Programming. An introduction.2005.
81. Yu CC, Wong FH, Lo LJ, Chen YR. Craniofacial deformity in patients with uncorrected congenital muscular torticollis: an assessment from three-dimensional computed tomography imaging. *Plast Reconstr Surg.* 2004;113(1):24-33.
82. Kai CC, Meng CS, Ching LS, Teik LS, Aung SC. Facial prosthetic model fabrication using rapid prototyping tools. *Journal of Manufacturing Technology Management.* 2000.
83. Eufinger H, Wehmoller M, Machtens E, Heuser L, Harders A, Kruse D. Reconstruction of craniofacial bone defects with individual alloplastic implants based on CAD/CAM-manipulated CT-data. *J Craniomaxillofac Surg.* 1995;23(3):175-81.
84. Panagiotopoulou O. Finite element analysis (FEA): applying an engineering method to functional morphology in anthropology and human biology. *Ann Hum Biol.* 2009;36(5):609-23.
85. Sun W, Starly B, Nam J, Darling A. Bio-CAD modeling and its applications in computer-aided tissue engineering *Computer-Aided Design.* 2005;37.
86. Williams RJ, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent.* 2004;91(1):85-8.
87. Reinhart C, Poliwoda C, Guenther T, Roemer W, Maass S, Gosch C, editors. Modern voxel based data and geometry analysis software tools for industrial CT. *Proceedings of the 16th World Conference on Nondestructive Testing;* 2004.
88. Schroeder WJ, Zarge JA, Lorensen WE, Schroeder WJ, Zarge JA, Lorensen WE. Decimation of triangle meshes. *ACM SIGGRAPH Computer Graphics and interactive techniques.* 1992;26(2):65-70.
89. Alliez P, Ucelli G, Gotsman C, Attene M. *Recent Advances in Remeshing of Surfaces.* Springer, editor2007.
90. Jia Liu J, Junfen S, Fitton LC, Phillips R, O'Higgins P, Fagan MJ. The application of muscle wrapping to voxel-based finite element model. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology.* 2011.
91. Johnson CG, Marsh D. *Modelling Robot Manipulators in a CAD Environment Using B-Splines.* Intelligence and Systems. 1996.
92. Kerr JP, Knapp D, Frake B, Sellberg M. "True" color surface anatomy: mapping the Visible Human to patient-specific CT data. *Comput Med Imaging Graph.* 2000;24(3):153-64.

93. Piegler L, Tiller W. The NURBS book. Springer, editor 1997.
94. Yoshioka F, Ozawa S, Hyodo I, Tanaka Y. Innovative Approach for Interim Facial Prosthesis Using Digital Technology. *J Prosthodont*. 2015.
95. Patry M. Revue de la littérature sur l'avancée de la CFAO dans le domaine de la prothèse maxillo-faciale en 2014: Reims; 2014.
96. Bai SZ, Feng ZH, Gao R, Dong Y, Bi YP, Wu GF, et al. Development and application of a rapid rehabilitation system for reconstruction of maxillofacial soft-tissue defects related to war and traumatic injuries. *Mil Med Res*. 2014;1:11.
97. Ciocca L, Fantini M, Marchetti C, Scotti R, Monaco C. Immediate facial rehabilitation in cancer patients using CAD-CAM and rapid prototyping technology: a pilot study. *Support Care Cancer*. 2010;18(6):723-8.
98. Taneva E, Kusnoto B, Evan CA. Issues in Contemporary Orthodontics. InTech, editor 2015.
99. Kolodney H, Jr., Swedenburg G, Taylor SS, Carron JD, Schlakman BN. The use of cephalometric landmarks with 3-dimensional volumetric computer modeling to position an auricular implant surgical template: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2011;106(5):284-9.
100. Hiller JD, Lipson H. STL 2.0: a proposal for a universal multi-material additive manufacturing file format. *Mechanical and Aerospace Engineering*. 2009.
101. Paul R, Anand S. A new Steiner patch based file format for Additive Manufacturing processes. 2015;63:86–100.
102. Sennett R. Ce que sait la main: Albin Michel; 2010.

Glossaire

Bruit : Le bruit correspond à la dispersion aléatoire des valeurs de densité de l'image autour d'une valeur moyenne pour un matériau uniforme.

Echelle de Hounsfield : elle est utilisée pour définir la densité des organes en fonction de l'atténuation que va subir un faisceau de rayons X qui les traverse. Les extrémités de cette échelle vont de -1000 Unités Hounsfield (UH) pour l'air à + 1000 UH pour l'os. La valeur de 0 UH correspond à l'eau. Récemment l'échelle a été étendue à +4000 UH pour l'étude des os.

Holographie : méthode de photographie en relief utilisant les interférences produites par la superposition de deux faisceaux laser, l'un provenant directement de l'appareil producteur, l'autre diffracté par l'objet à photographier.

Interférométrie : Technique de mesure de haute précision utilisant les interférences lumineuses, généralement obtenues à partir de lasers.

Photogrammétrie : Ensemble des techniques qui permettent de déterminer la forme, les dimensions et la position dans l'espace d'un objet à partir de photographies.

Pitch : pour les scanners hélicoïdaux, définit la vitesse d'avancement constante, connue et fixée de la table d'examen.

Scanner à rotation continue : Il s'agit d'un scanner à rayons X dans lequel le système de câblage nécessaire au transfert des informations électriques a été remplacé par des systèmes de frotteurs. Contrairement aux câbles qui risquent de s'enrouler et interdisent la rotation en continu du scanner, les frotteurs permettent l'acquisition hélicoïdale en continu des données et diminuent ainsi le temps d'acquisition. Tous les scanners modernes disposent de la technologie de rotation continue.

Soustraction d'image : elle est utilisée pour mettre en évidence certains détails ou caractéristiques d'un sujet ou d'un objet à étudier et en masquer d'autres.

Topographie de moiré/ Franges de moiré : elles correspondent à la superposition de deux réseaux de traits (le premier entre l'objet à étudier et la source lumineuse, le second correspondant à l'ombre projeté du premier réseau sur l'objet) et fournissent des informations sur les lignes de niveau de l'objet.

Voxel : Le voxel (contraction de « volumetric pixel ») est un pixel en 3D.

TITRE : LA CONCEPTION ASSISTEE PAR ORDINATEUR EN PROTHESE MAXILLO-FACIALE

RÉSUMÉ : La Prothèse Maxillo-Faciale (PMF) est une discipline millénaire, à la croisée de la médecine, de l'artisanat et de l'art. Elle a su, au XXI^e siècle, intégrer les technologies de la Conception et de la Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO), ce qui implique une nouvelle approche des méthodes de travail. L'empreinte devient optique, grâce à l'utilisation du scanner à rayons X, du Cone-Beam ou des scanners surfaciques fonctionnant grâce à la technologie laser, la lumière structurée ou la photogrammétrie. Le modelage de l'épithèse est réalisé à l'aide de logiciels de Conception Assistée par Ordinateur (CAO), permettant la création de différents types de surfaces qui pourront être sculptées et essayées sur le modèle virtuel. Les données concernant les épithèses ainsi conçues pourront être enregistrées, le plus souvent au format STL, pour être ensuite envoyées vers des machines de prototypage rapide. Cette application médicale de la CFAO n'est pas encore pratique courante au sein des unités hospitalières de PMF, cependant, elle représente une technologie d'avenir.

TITLE: COMPUTER AIDED DESIGN IN MAXILLO-FACIAL PROSTHESIS

SUMMARY: Maxillo-Facial prosthesis is a millennial discipline at the intersection of medicine, hand work and art. In the 21th century, it has integrated the Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) technology which has led to changes in its traditional working methods. The impression becomes optical thanks to X-ray tomography, Cone-Beam and surface scanners using laser technology, structured light or stereophotogrammetry. The epithesis modelling is performed using Computer Aided Design (CAD) software, which allows the creation of different surfaces types. These surfaces can then be sculpted and tried on the virtual model. Data concerning these virtual epitheses are then saved, frequently in the STL format and sent to a rapid prototyping machine. This medical application of CAD/CAM techniques is not yet a common practice in maxillofacial hospital units, however it has a promising future.

MOTS-CLÉS : Prothèse Maxillo-Faciale ; Conception Assistée par Ordinateur ; Empreinte optique ; Tomodensitométrie ; Cone-Beam ; Scanner surfacique ; Surfaces numériques ; Modelage virtuel ; Prototypage rapide.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : CHIRURGIE DENTAIRE

INTITULÉ ET ADRESSE DE L'U.F.R OU LABORATOIRE :
 FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE
 3 chemin des Maraîchers
 31062 TOULOUSE CEDEX 9

DIRECTEUR DE THÈSE : Professeur Philippe POMAR
CO-DIRECTEUR DE THÈSE : Docteur Florent DESTRUHAUT