

UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE DE LILLE 2

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année de soutenance : 2017

N°:

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

Présentée et soutenue publiquement le 17 Novembre 2017

Par RIZZO MATHILDE

Née le 30/01/1990 à Valenciennes - France

APPORT DE L'IMPRESSION NUMERIQUE 3D EN ORTHODONTIE

JURY

Président :	Monsieur le Professeur COLARD Thomas
Assesseurs :	Madame le <u>Docteur BOCQUET Emmanuelle</u>
	Monsieur le Docteur DESCAMP François
	Monsieur le Docteur DECOCQ Philippe

ACADEMIE DE LILLE
UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE LILLE 2
~*~*~*~*~*~*~*~*

FACULTE de chirurgie dentaire
PLACE DE VERDUN
59000 LILLE
~*~*~*~*~*~*~*~*

Président de l'Université	: X. VANDENDRIESSCHE
Directeur Général des Services	: P-M. ROBERT
Doyen	: Pr E. DEVEAUX
Assesseurs	: Dr E. BOCQUET, Dr L. NAWROCKI
Chef des Services Administratifs	: S. NEDELEC
Responsable de scolarité	: L. DROPSIT

PERSONNEL ENSEIGNANT DE L'U.F.R.

PROFESSEURS DES UNIVERSITES :

P. BEHIN	Prothèses
T. COLARD	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysiques, Radiologie.
E. DELCOURT-DEBRUYNE	Professeur Emérite Parodontologie
E. DEVAUX	Odontologie Conservatrice- Endodontie Doyen de la Faculté
G. PENEL	Responsable de la Sous-Section des Sciences Biologiques

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

T. BECAVIN	Responsable de la Sous-Section d'Odontologie Conservatrice- Endodontie
A. BLAIZOT	Prévention, Épidémiologie, Économie de la Santé, Odontologie Légale
F. BOSCHIN	Responsable de la Sous-Section de Parodontologie
E. BOCQUET	Responsable de la Sous- Section d'Orthopédie Dento-Faciale
C.CATTEAU	Responsable de la Sous-Section de Prévention, Épidémiologie, Économie de la Santé, Odontologie Légale.
A. De BROUCKER	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysiques, Radiologie
T. DELCAMBRE	Prothèses
C.DELFOSSE	Odontologie Pédiatrique
F. DESCAMP	Prothèses
A. GAMBIEZ	Odontologie Conservatrice – Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
P. HILDELBERT	Odontologie Conservatrice - Endodontie
J.M. LANGLOIS	Responsable de la Sous-Section de Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie Réanimation.
C. LEFEVRE	Prothèses
J.L. LEGER	Orthopédie Dento-Faciale
M. LINEZ	Odontologie Conservatrice – Endodontie
G. MAYER	Prothèses
L.NAWROCKI	Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie, Réanimation

	Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille
C. OLEJNIK	Sciences Biologiques
L. ROBERECHT	Odontologie Conservatrice – Endodontie
P. ROCHER	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie
M. SAVIGNAT	Responsable de la Sous-Section des Sciences Anatomiques, Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysiques, Radiologie.
T. TRENTESAUX	Odontologie Pédiatrique
J. VANDOMME	Responsable de la Sous-Section de Prothèses

Réglementation de présentation du mémoire de Thèse

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille 2 a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation, ni improbation ne leur est donnée.

Aux membres du jury,

Monsieur le Professeur Thomas Colard

- Professeur des Universités - Praticien Hospitalier des CSERD
Sous-Section Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique et Radiologie.
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Docteur au Muséum National d' Histoire Naturelle en Anthropologie Biologique
- D.E.A Quaternaire : Géologie, Préhistoire et Paléanthropologie
- Maîtrise EDBSL de Biologie Humaine
- Expert en anthropologie auprès de la Cour d'appel de Douai

Vous me faites l'honneur de présider ce jury de thèse et je vous en suis très reconnaissante.

Au cours de ma sixième année, vous m'avez beaucoup encouragé durant mes révisions de l'internat et j'espère être à la hauteur de vos attentes en ce jour.

Veuillez trouver dans ce travail l'expression de mon plus profond respect.

Madame le Docteur Emmanuelle Bocquet

- **Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier**
Sous-Section Orthopédie Dento-Faciale
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Responsable de la Sous-Section d'Orthopédie Dento-Faciale
- Spécialiste Qualifiée en Orthopédie Dento-Faciale (CECSMO)
- C.E.S. de Biologie de la Bouche
- C.E.S. d'Orthopédie Dento-Faciale
- Master 2 Recherche Biologie Santé
- Maîtrise des Sciences Biologiques et Médicales
- Vice-Doyen Pédagogie de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille

Je vous remercie pour avoir su me guider dans le choix du sujet de ma thèse ainsi
que pour le temps que vous avez pu me consacrer.
Apprendre l'orthodontie à vos côtés est un vrai plaisir, votre rigueur et votre écoute
nous rend autonome et nous forme à être compétents pour notre entrée dans le
monde libéral.

J'espère que notre collaboration sur ce travail aura été à la hauteur de vos
espérances. Je vous remercie pour la confiance que vous m'accordez au quotidien.

Monsieur le Docteur François Descamp

- **Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD**

Sous-Section Prothèses

- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Maîtrise de Sciences Biologiques et Médicales
- Maîtrise Universitaire de Pédagogie des Sciences de la Santé
- D.E.S.S Education et Santé
- D.E.A Sciences de l'Education
- D.U de CFAO Clinique
- Lauréat de l'Académie Nationale Chirurgie Dentaire
- Médaille de Bronze de la Défense Nationale (Agrafe « service de santé »)
- Médaille d'Outre-Mer (Agrafe « Tchad »)
- Titre de reconnaissance de la Nation
- Croix du Combattant.

Vous me faites l'honneur de siéger dans ce jury et je vous en remercie.

Votre présence était une évidence pour deux raisons : tout d'abord en tant qu'externe, vous avez su dédramatiser de nombreuses situations et nous apprendre à travailler dans les conditions du cabinet. Deuxièmement, votre intérêt pour les innovations numériques rend votre pratique et votre enseignement dynamique et tourné vers l'avenir.

Monsieur le Docteur Philippe Decocq

- **Assistant Hospitalo-Universitaire**
Sous-Section Orthopédie Dento-Faciale
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Certificat d'Études Supérieures d'Orthopédie-Dento-Faciale
- Master 1 Recherche Biologie Santé Neurosciences
- Master 2 Recherche Physiologie et Physiopathologie des maladies humaines
- Diplôme Universitaire de Croissance Cranio-Faciale et d'Orthopédie Dento-Maxillo-Faciale Paris 5
- Consultant au CNRS de Neurosciences Fonctionnelles et Pathologies

Je te remercie pour ton implication dans la rédaction de cette thèse mais aussi pour ton aide lors de nos vacations cliniques. J'espère que cet ouvrage te sera utile dans l'utilisation de ton imprimante 3D.

J'ai beaucoup d'admiration concernant ton parcours professionnel. Je te souhaite beaucoup de bonheur dans la succession du cabinet de ton père ainsi que dans ta vie familiale et personnelle.

Table des matières

Introduction.....	14
Définitions et Historique.....	15
1.1 Définitions.....	15
1.2 Historique	16
Le flux numérique continu et la place de l'imprimante 3D.....	19
1.3 L'empreinte en orthodontie.....	19
1.3.1 Empreinte traditionnelle	20
1.3.1.1 Principe.....	20
1.3.1.2 Scannographie directe des empreintes et modèles en plâtre	20
1.3.1.3 Avantages.....	22
1.3.1.4 Inconvénients	22
1.3.2 L'empreinte Optique	22
1.3.2.1.1 Principes.....	22
1.3.2.2 Les différents types de caméras.....	22
a) La triangulation (figure 5)	22
b) La projection de franges à lumière (figure 6)	23
c) L'imagerie confocale parallèle (figure 7)	23
d) La vidéo stéréophotogrammétrique ou vidéo 3D in-motion (figure 8)	24
1.3.2.3 Avantages.....	25
1.3.2.4 Inconvénients	25
1.4 Particularité : le CBCT	25
1.4.1.1 Principes.....	25
1.4.1.2 CBCT et modèle d'étude 3D.....	26
1.5 Conception : le modèle d'étude numérique et le set-up virtuel	29
1.5.1.1 Principes.....	29
1.5.1.2 Fiabilité du modèle numérique	31
1.5.1.3 Le set-up virtuel et les moyens de prévisualisation	35
1.6 Impression.....	39
L'imprimante 3D personnelle	41
1.7 Anatomie d'une imprimante 3D	41
1.8 Les différents types d'imprimantes.....	41
1.8.1 Impression 3D par Photopolymérisation	41
1.8.1.1 Stéréolithographie	41
1.8.1.2 Procédé DLP (Digital Light Processing)	43
1.8.1.3 Technologie Polyjet.....	43
1.8.1.4 Daylight Polymer Printing (DPP).....	44
1.8.1.5 Matériaux.....	45
1.8.2 Impression 3D par liage de poudre	45
1.8.2.1 Système 3DP (three Dimensional Printing)	45
1.8.2.2 Frittage laser sélectif.....	46
1.8.3 Impression 3D par dépôt de matière fondue.....	47
1.8.3.1 Modélisation par dépôt fondu (FDM)	47
1.8.3.2 Pour résumer	49
1.9 Modèle en plâtre VS modèle imprimé	51

1.9.1	Revue de littérature	51
1.9.2	Le modèle imprimé : avantages, inconvénients et mise en place au cabinet 56	
1.10	Apport de l'impression en orthodontie	57
1.10.1	Réalisation d'aligneurs orthodontiques	57
1.10.1.1	Invisalign®.....	57
1.10.1.2	Au cabinet : réaliser ses aligneurs	58
1.10.2	Laboratoire ANENKE	59
1.10.3	Réalisation de gouttières pour collage indirect	60
1.10.4	Aide à la mise en place des minivis d'ancrage	62
1.10.5	Aide au diagnostic et à la planification chirurgicale dans le cas de canines maxillaires incluses.....	63
1.10.6	Apport en chirurgie orthognatique : les gouttières chirurgicales	64
	Perspectives et conclusion	67
	Références bibliographiques	69
	Table des illustrations	73

Introduction

L'évolution de la technologie a permis à l'orthopédie dento-faciale (ODF) de progresser au cours du temps. Le numérique a envahi notre quotidien et a modernisé notre pratique ainsi que le domaine de la santé.

L'impression 3D a été saluée comme une technologie qui changea l'industrie classique qui s'inspire aujourd'hui d'Internet et des réseaux numériques ; c'est la transformation de l'information. Elle est utilisée dans l'aérospatiale, l'automobile, l'art, le design et la santé.

Pour Nicolas NEGROPOTE, ancien directeur du MIT Media Lab (Massachusetts Institute of Technology), la révolution Internet a contribué, avec la numérisation, à « transformer les atomes en bits ». Aujourd'hui, il devient possible de transformer les bits en atome, c'est-à-dire en objets physiques grâce aux imprimantes 3D et aux machines de prototypage rapide.

Dans le domaine médical, l'impression 3D a fait ses preuves avec la possibilité d'imprimer des organes, prothèses, implants.

Cette technologie a une résonance particulière pour la dentisterie grâce aux progrès réalisés dans l'imagerie numérique 3D et les technologies de modélisation telles que la tomodensitométrie à faisceau conique (CBCT) et l'empreinte optique. L'ère du numérique nous apporte reproductibilité et précision. (1) (2)

Le flux numérique continue provoque une effervescence en ODF et suscite l'intérêt des praticiens qui ont soif de nouveauté, des orthésistes, mais aussi des firmes commerciales. Il permet de donner une image moderne de la profession et un gage de qualité de soin.

L'intérêt de cette thèse est de montrer les perspectives qu'offrent la numérisation et l'impression 3D dans la pratique actuelle de l'orthodontie. Après un bref rappel de l'historique et des définitions, nous verrons dans une première partie la place de l'imprimante 3D dans le flux numérique continue, puis sera développée dans une seconde partie l'imprimante 3D personnelle.

Définitions et Historique

1.1 Définitions

Impression 3D ou prototypage rapide : fabrication d'un objet couche par couche de façon additive au rythme moyen d'un à deux centimètres en hauteur par heure. (3)

Cette technique se compose de 2 phases : la phase virtuelle (modélisation et simulation) et la phase physique (fabrication). (4)

Fichier STL : Standard Tessellation Language. C'est le format standard de l'impression 3D. Tout modèle 3D doit donc être enregistré dans ce format pour pouvoir être lu par l'imprimante, et imprimé. Un fichier STL décrit la géométrie de surface de l'objet au moyen d'une mosaïque de triangles, dont chacun doit partager deux arêtes avec des triangles adjacents (par conséquent, chaque arête est commune à deux faces). Pour chaque triangle sont connues les positions de ses trois sommets, ainsi que l'orientation de sa face, indiquée par sa normale. Par ailleurs, toutes les faces doivent être orientées vers l'extérieur. La qualité de l'impression 3D dépend en partie de la finesse du maillage de cette mosaïque. (3)

CAD/CAM :

CAD : Computer Aided Design : conception assistée par ordinateur (CAO)

CAM : Computer Aided Manufacturing : fabrication assistée par ordinateur (FAO)

Les technologies de conception assistée par ordinateur et de fabrication assistée par ordinateur (CAD / CAM) ont été introduites dans la communauté dentaire au début des années 1980.

Tous les systèmes CAO / FAO ont trois composantes :

- 1) Un outil de numérisation, qui transforme la surface enregistrée en données numériques qui peuvent être traitées par un ordinateur.
- 2) Un logiciel, qui traite l'information et produit un ensemble de données lisibles par une machine de fabrication.
- 3) Une technologie de fabrication, qui prend le jeu de données et le transforme en produit désiré. Pour fabriquer un prototype physique dans l'industrie et/ou la médecine,

deux approches différentes ont été utilisées : soustractive et additive. (4)

Nuage de points : ensemble de points prélevés par balayage de la surface d'un objet dont les coordonnées X, Y, Z sont calculées dans un système de référence commun. Cet ensemble de points représente la forme, en version numérique, de la surface balayée de l'objet. (5)

Reconstruction 3D : un scanner 3D mesure le positionnement d'un échantillonnage de points dans un système de coordonnées (nuages de points) de la surface d'un sujet pour ensuite extrapoler la forme à partir de leur répartition. (5)

1.2 Historique

L'impression 3D existe depuis environ 30 ans. Elle est longtemps restée cantonnée à un usage industriel très spécialisé, employée à des fins de prototypage et d'outillage rapide.

La première imprimante 3D, la SLA 250, a été lancée fin 1988 par 3D Systems, fondée en 1986 par l'ingénieur Chuck HULL, auteur d'une soixantaine de brevets dans le domaine du prototypage rapide. Le procédé utilisé était la stéréolithographie. A cette époque, l'expression « impression 3D » n'existe pas encore. Chuck HULL parle de *stereolithography appartus*, qui désigne un système de fabrication par couches successives utilisant un matériau sensible aux rayons ultraviolets. L'imprimante remporte un franc succès dans le monde industriel. 3D Systems est d'ailleurs à l'origine du STL (Standard Tessellation Language), un format de fichier devenu depuis le standard pour l'impression 3D.

En 1988, Scott et Lisa CRUMP créent l'entreprise Stratasys. Ils sont alors en plein développement du FDM (Fused Deposition Modeling) qui sera breveté l'année suivante. Le FDM donnera plus tard naissance aux imprimantes personnelles.

En 1993, le procédé 3DP (three Dimensional Printing), mis au point au MIT (Massachusetts Institute of Technology) apparaît. Il est assez proche de la technique employée pour les imprimantes 2D à jet d'encre : une glue est projetée sur une surface de poudre pour former peu à peu l'objet. Le développement de ces imprimantes sera

destiné uniquement au monde industriel.

1996 est une année charnière pour le monde naissant de l'impression 3D. Trois imprimantes majeures sont alors lancées sur le marché : La Genisys de Stratasys, l'Actua 2100 de 3D Systems et la Z402 de Z Corporation. Pour la première fois, elles sont qualifiées d' « imprimantes 3D », et l'expression commence à entrer dans le langage courant pour parler de ce type de machines de prototypage rapide. Puis en 2005, la spectrum Z510 de Z Corporation voit le jour. C'est la première imprimante 3D capable de fabriquer des objets directement en couleur.

Pendant dix ans, de 1996 à 2006 environ, les constructeurs vont mettre au point d'autres modèles, améliorer et développer de nouveaux procédés. Les imprimantes 3D sont de plus en plus utilisées pour le prototypage rapide et la production de petites séries, mais tout en restant cantonnées au domaine industriel.

L'idée de rendre accessible cette technologie aux particuliers fait peu à peu son chemin chez certains acteurs. Plusieurs entreprises émergent de cette vision, principalement en Europe. En 2007 un service en ligne d'impression voit le jour (Shapeways), en 2009 les français Éric CARREEL, Clément MOREAU et Jacques LEWINER fondent Sculpteo et développent des outils web qui simplifient l'ensemble du processus d'impression 3D pour utilisateur amateur. En parallèle sera lancée la création de Makerbot, le principal constructeur d'imprimantes 3D personnelles.

Toutes les dates clés de l'avènement de l'impression 3D sont résumées dans la Figure 1.

Aujourd'hui, les procédés d'impression s'améliorent, les matériaux disponibles se multiplient et le prix des machines devient accessible.

Ces dernières années, ces procédés ont progressé rapidement dans divers domaines de la dentisterie car ils ont le potentiel de surmonter les inconvénients connus des techniques soustractives telles que le gaspillage de matière première ou l'usure des fraises exposées à une forte abrasion. (3) (4)

Dates clés de l'histoire de l'impression 3D

- 1952 : Kojima démontre les avantages de la fabrication par couches superposées.
 - 1967 : Swainson dépose un brevet aux États-Unis pour un système de durcissement de résine par double rayon lumineux.
 - 1981 : Kodama publie trois méthodes de solidification holographique.
 - 1982 : Recherches sur la stéréolithographie menées parallèlement en France et aux États-Unis.
 - 1984 : Chuck Hull dépose le brevet 4575330 d'utilisation de la stéréolithographie.
 - 1986 : Création de 3D Systems. D'autres acteurs entrent en jeu.
 - 1987 : Le prototypage rapide devient une réalité commerciale.
 - 1989 : Lancement de Stratasys et des premières imprimantes FDM.
 - 1990 : La fabrication additive est utilisée pour la réalisation de moules.
 - 1995 : Z Corporation lance les premières imprimantes 3DP.
 - 1996 : Premières mentions des machines industrielles comme « imprimantes 3D ».
 - 2000 : La fabrication additive est utilisée pour des pièces de production.
 - 2007 : Création de Shapeways aux Pays-Bas.
 - 2009 : Création de MakerBot Industries et lancement de la MakerBot Cupcake CNC. Lancement de Sculpteo en France.
 - 2011 : 15 000 imprimantes 3D sont vendues (environ 40 modèles disponibles).
 - 2012 : 45 000 nouvelles machines sont vendues.
 - 2013 : Stratasys rachète MakerBot Industries pour 400 millions de dollars.
- Source partielle : « Putting 3D Printing into the Value Stream », *Econolyst*, octobre 2012.

Figure 1 : Dates clés de l'impression 3D (3)

Le flux numérique continu et la place de l'imprimante 3D

Le flux numérique continu est un acheminement de l'empreinte numérique à la conception d'appareillages, sans passer par une étape de laboratoire. Elle comprend la possibilité d'archiver les modèles virtuels, de réaliser des set-up virtuels et permet de communiquer avec une tierce personne par l'envoi du document. L'impression 3D clôt le flux avec la possibilité de rendre physiques les modèles virtuels et les appareillages (figure 2).

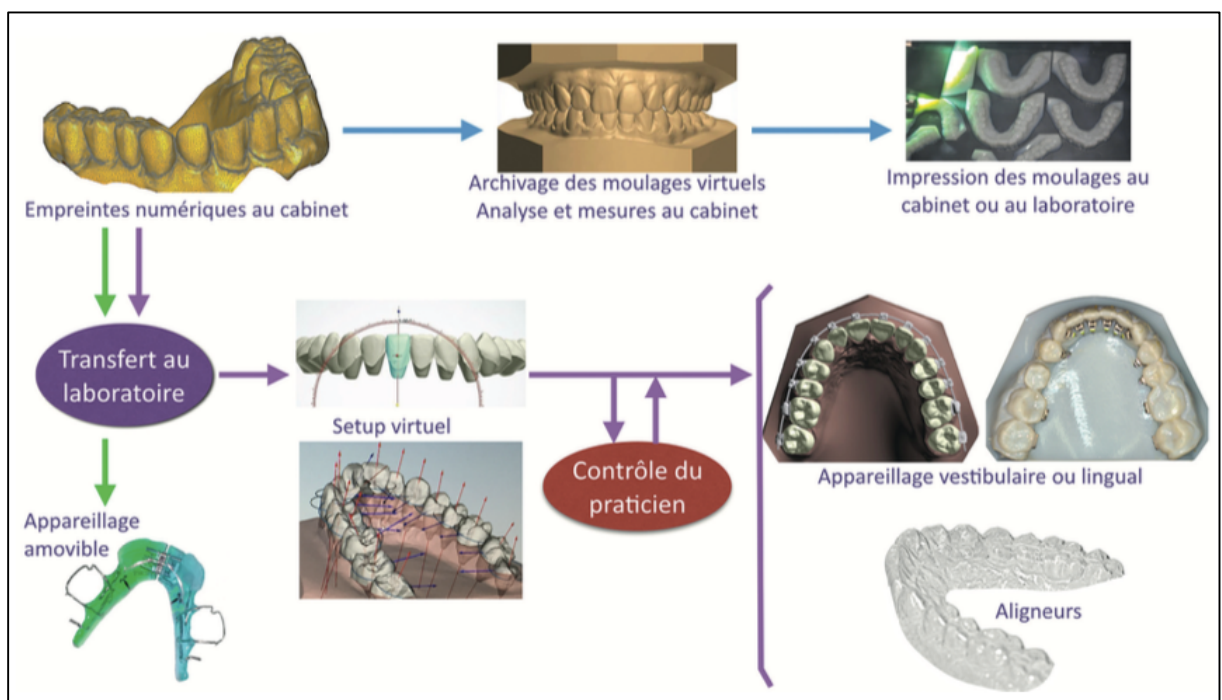


Figure 2 : le flux numérique continu (6)

1.3 L'empreinte en orthodontie

Les empreintes dentaires sont apparues au début du XVIII^{ème} siècle et ont nettement progressé depuis. L'alginate fait son apparition au tout début du XX^{ème} siècle et sa fiabilité révolutionna notre pratique.

L'empreinte numérique s'impose depuis une dizaine d'années et bouscule les habitudes du praticien. (7)

1.3.1 Empreinte traditionnelle

1.3.1.1 Principe

L'empreinte est un moulage des surfaces dentaires et des muqueuses permettant d'obtenir, après traitement et coulée, un modèle positif appelé « modèle d'étude ». Il n'existe aucune substance à empreinte idéale et chacune doit être choisie selon le travail à effectuer. En orthodontie, l'empreinte se fera à l'alginat (hydrocolloïde irréversible) et plus récemment au vinylpolysiloxane (silicone).

Alors que l'alginat doit être conservé dans une atmosphère humide et coulé dans le quart d'heure qui suit la prise d'empreinte afin d'éviter les variations dimensionnelles, le vinylpolysiloxane a une grande stabilité, ce qui permet une conservation plus longue. (8)

Les deux techniques permettent d'obtenir un modèle d'étude en plâtre servant d'outil auxiliaire pour le praticien tout au long du traitement orthodontique. Cependant, le modèle en plâtre suscite des problèmes de stockage, de perte et de fragilité. De ce fait, le développement de scanners, tout d'abord dans les laboratoires puis à l'échelle du cabinet, a permis la numérisation de l'empreinte et/ou du modèle.

1.3.1.2 Scannographie directe des empreintes et modèles en plâtre

La capture 3D des plâtres ou des empreintes dentaires recourt à la numérisation optique sans contact par balayage laser, projection de lumière structurée ou par holographie conoscopique (ou projection de franges à lumière). (5)

Dans le cas de la numérisation laser (figure 3), procédé le plus fréquemment utilisé, la numérisation se fait grâce à la combinaison d'un laser et de deux caméras placées à angle réduit. Le laser balaie la surface de l'objet avec un rayon laser, et cette numérisation adaptative détecte automatiquement les zones manquantes ; s'assurant qu'elles soient couvertes par le scanner. La numérisation d'un mordu en complément permettra d'assurer la mise en occlusion des modèles. La qualité de la numérisation est intimement liée à la qualité de l'empreinte physique. De ce fait, l'empreinte et la coulée doivent être quasiment parfaites. (7)

Chaque point de la surface touchée par la source lumineuse est enregistré par une caméra intégrée ou « numériseur » ; ce qui génère un fichier très dense de points appelé « nuage de points ». Ce fichier est affiché à l'écran de l'ordinateur (figure 4) et nous montre la forme tridimensionnelle de la surface numérisée.

Le nuage de points devra par la suite être modélisé, c'est-à-dire qu'à l'aide d'un logiciel, l'ordinateur devra déterminer et relier les points adjacents afin de créer une surface triangulée continue de l'objet. Le modèle numérique en positif et une conversion en fichier STL se fera par la suite. (5)



Figure 3 : scanner R2000 de chez 3Shape (9)

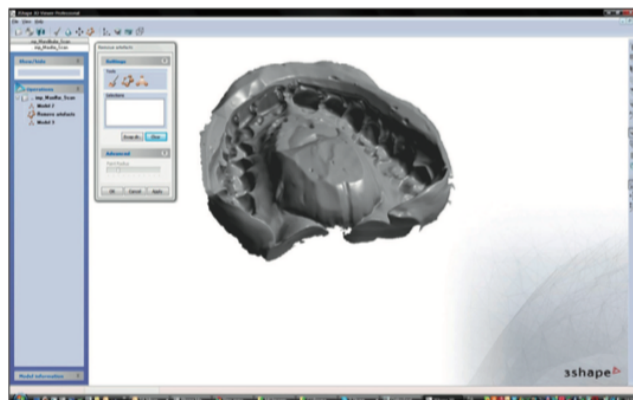


Figure 4 : empreinte traditionnelle numérisée et importée sur le logiciel (7)

Les deux autres techniques de numérisation sont décrites ci-dessous et correspondent à la même technique que l'acquisition endobuccale.

1.3.1.3 Avantages

- Cette technique permet de numériser l'ensemble des modèles en plâtre stockés
- En l'absence du matériel au cabinet, il est possible d'envoyer l'empreinte au laboratoire ou à une firme commerciale afin que celle-ci soit numérisée

1.3.1.4 Inconvénients

- Ajout d'une étape de laboratoire
- Tous les inconvénients d'une empreinte traditionnelle (matériau en bouche, temps de réalisation, possibilité de bulles et déchirures)
- La conservation de l'empreinte à l'alginat doit être rigoureuse

1.3.2 L'empreinte Optique

1.3.2.1.1 Principes

L'empreinte optique a vu le jour dans les années 1980. Habituellement, les modèles numériques étaient réalisés à partir d'empreintes traditionnelles à l'alginat ou par numérisation du modèle en plâtre. Le développement des scanners oraux permet aujourd'hui l'acquisition numérique directe de la situation clinique afin de pallier les désagréments de l'empreinte classique. (10)

Le principe de base est l'envoi, par la caméra, d'un rayonnement lumineux incident qui est réfléchi par la surface à scanner puis enregistré par le capteur de la caméra, qui convertira le signal lumineux en signal électrique. Le logiciel interne de la caméra encodera l'information en coordonnées 3D pour chaque point. Chaque prise de vue génère un grand nombre de points, dont la densité définit la résolution de l'image. (6)

1.3.2.2 Les différents types de caméras

Selon Guillaume LECOCQ (6), il existe 4 techniques de numérisation spécifiques à l'orthodontie :

a) La triangulation (figure 5)

Le rayonnement incident est réfléchi différemment selon la distance entre les surfaces qu'il atteint : il frappe une zone différente du capteur ; ce qui est à l'origine de

la genèse des coordonnées. Ce procédé est utilisé par le système Cerec Bluecam® de Sirona.

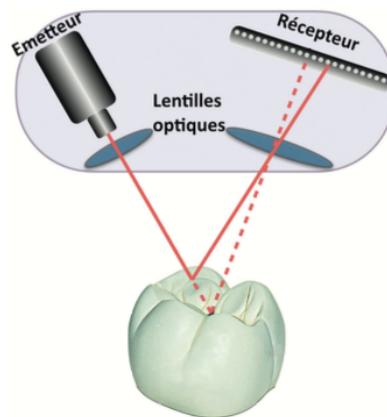


Figure 5 : la triangulation (6)

b) La projection de franges à lumière (figure 6)

Des bandes parallèles de trois largeurs variables de lumière sont projetées successivement sur la surface à scanner. Leurs déformations sont enregistrées par une caméra HD et permettent de calculer les coordonnées 3D des points. Le scanner Lythos® d'ORMCO utilise cette technologie.

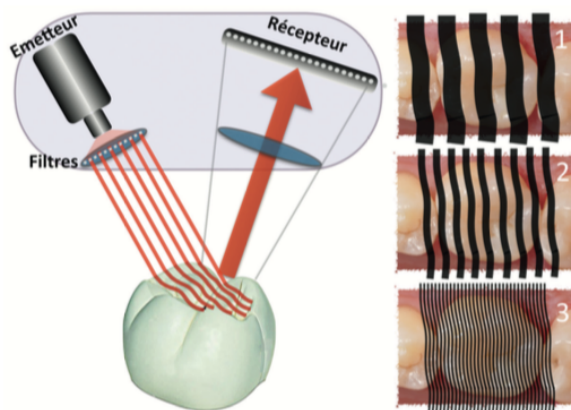


Figure 6 : projection de franges à lumière (6)

c) L'imagerie confocale parallèle (figure 7)

La lumière incidente est projetée à travers une petite ouverture appelée « sténopé ». Puis le rayon réfléchi est renvoyé par un miroir vers le capteur, lui-même pourvu d'un sténopé. Ainsi, seuls les points situés à la même distance focale sont enregistrés par le capteur : l'objet est donc coupé en milliers de tranches qui seront

assemblées informatiquement. Les systèmes Itero® de Cadent® et Trios® de 3Shape utilisent cette solution.

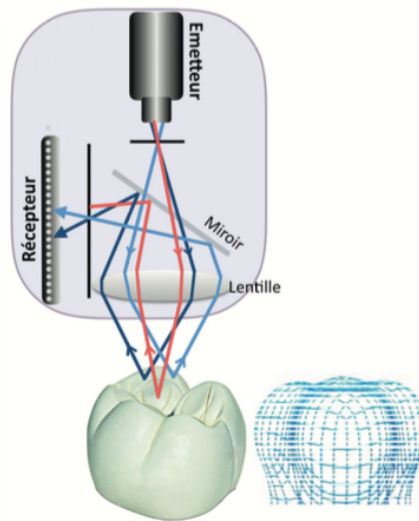


Figure 7 : imagerie confocale parallèle (6)

**d) La vidéo stéréophotogrammétrique ou vidéo 3D in-motion
(figure 8)**

L'objet est éclairé par une source de lumière blanche ou laser, et un couple de caméras HD décalées enregistre l'image selon deux perspectives différentes. Ces deux perspectives seront rassemblées informatiquement pour créer une image 3D, comme le fait le cerveau avec la vision binoculaire. Les systèmes True Definition® de 3M1 et Condor® utilisent ce procédé.

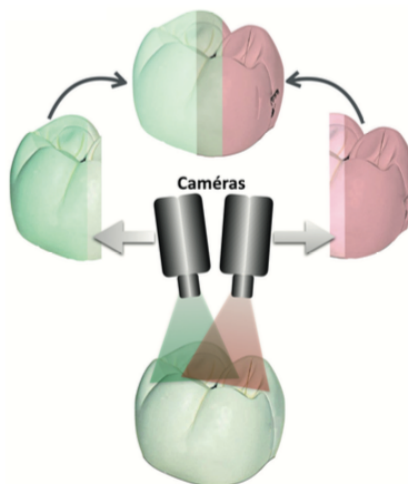


Figure 8 : vidéo stéréophotogrammétrique (6)

1.3.2.3 Avantages

- Rapidité de l'acquisition
- Exploitation de l'empreinte quasi-instantanée
- Absence de bulles, déchirures
- Stockage illimité ayant un coût nul
- Pérennité : il n'y a pas de risque d'endommager le modèle
- Image moderne donnée au cabinet
- Agréable pour le patient
- Communication avec le laboratoire aisée
- Aucun traitement de l'empreinte n'est nécessaire
- Fiabilité de l'empreinte

1.3.2.4 Inconvénients

- Coût (suivant amortissement)
- Taille du capteur pouvant provoquer des sensibilités au niveau des gencives
- Dépendance à un système informatique

1.4 Particularité : le CBCT

L'introduction de la tomodensitométrie à faisceau conique ou CBCT (Cone Beam Computed Tomography) en dentisterie a démocratisé l'utilisation de la radiographie tri-dimensionnelle, complémentaire au diagnostic et à l'élaboration d'un plan de traitement.

La numérisation 3D des tissus mous et la tomodensitométrie à faisceau conique ont été progressivement appliquées à l'orthodontie ainsi qu'à la chirurgie maxillo-faciale, ce qui a permis d'obtenir une structure anatomique virtuelle en 3D.

1.4.1.1 Principes

Le CBCT utilise une source de rayons associée à un détecteur à panneaux plats. La source et le détecteur tournent simultanément autour du patient ; générant une quantité de données qui sont reconstruites pour permettre leur visualisation en trois dimensions (figure 9).

Cette technologie permet d'acquérir des champs limités à la dent, à l'arcade dentaire, aux maxillaires, ou à l'ensemble du complexe cranio-facial (11).

En orthodontie il permet de : (11) (12)

- Diagnostiquer et localiser les dents incluses ou surnuméraires
- Diagnostiquer et analyser les résorptions radiculaires
- Analyser les fentes labio-alvéolo-palatines
- Obtenir des modèles 3D et réaliser une planification chirurgicale
- Réaliser des tracés céphalométriques
- Etudier des anomalies de structures de l'articulation temporo-mandibulaire

Avantages : La radiation est plus faible que le scanner, la position debout du patient ne modifiant pas les tissus mous, la rapidité font du CBCT une technique confortable et appréciable. (13) (14)

Inconvénients : l'utilisation systématique du CBCT à des fins diagnostiques est controversée. De plus, les facteurs économiques et de commodité, associés à l'équipement CBCT, limitent cette pratique en orthodontie.

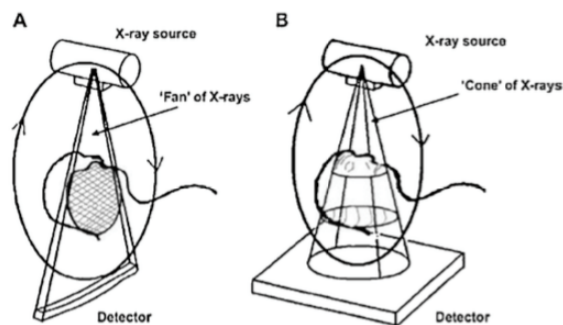


Figure 9 : principe du CBCT comparativement au scanner A. Scanner B.CBCT (15)

Le recours à cette imagerie doit pouvoir être justifié et une évaluation individuelle du rapport bénéfice/risque doit s'imposer pour chaque patient. Cette technique ne peut se substituer aux examens radiologiques classiques ni aux traditionnelles prises d'empreintes. (16)

1.4.1.2 CBCT et modèle d'étude 3D

La réalisation de modèles d'étude via le CBCT trouve tout son intérêt dans la planification et la simulation des chirurgies orthognatiques.

Traditionnellement, les modèles en plâtre montés sur articulateurs permettaient d'obtenir une base de travail essentielle à l'établissement du plan de traitement, diminuant le risque d'erreur durant la chirurgie et aboutissant à la réalisation de guides chirurgicaux. Cette technique fastidieuse et non précise (erreurs potentielles dans le repositionnement des bases osseuses et dans le mouvement chirurgical des segments) trouve ses limites lorsqu'il s'agit d'une chirurgie bimaxillaire complexe. (17)

Récemment, la chirurgie assistée par ordinateur (CAO) utilisant l'imagerie cranio-faciale et les techniques de prototypage rapide (FAO) ont ouvert de nouvelles possibilités de traitement. Les images cranio-faciales obtenues grâce à la tomographie volumique permettent l'impression de modèles et de guides, la simulation chirurgicale et les mesures céphalométriques 3D (figure 10). (17)

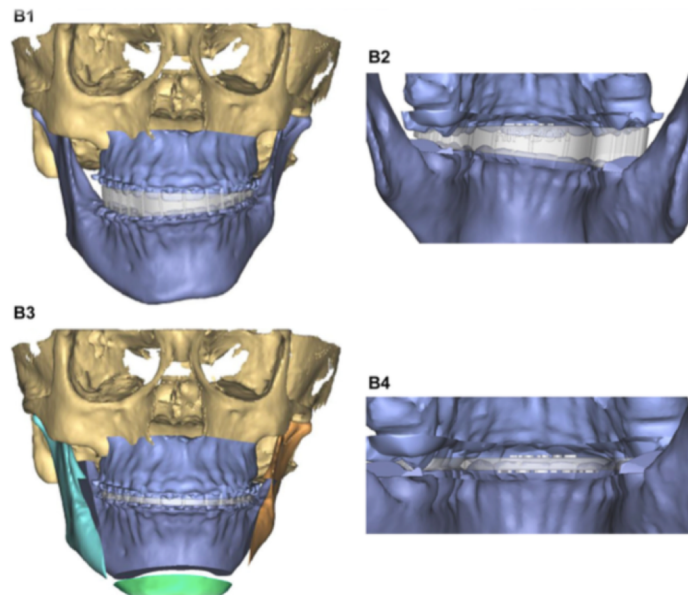


Figure 10 : planification tridimensionnelle avec déplacement maxillaire et mandibulaire, création d'un guide chirurgical (B1,B2,B4), simulation de la génioplastie (B3) (18)

Cependant, cette technique présente des limites concernant la résolution des grands champs d'acquisition, qui ne permettent pas la visualisation de détails comme l'anatomie de la surface occlusale des dents nécessaire à l'occlusion. (19)

En effet, la chirurgie orthognatique étant dans la plupart des cas une étape du traitement orthodontique, la présence d'artéfacts dus à des restaurations métalliques et/ou à des appareils orthodontiques fixes compromettent la reproduction précise des informations dentaires. De plus, la densité élevée de l'émail entraîne elle aussi des artéfacts compliquant la lecture de l'occlusion. (20)

Pour pallier cet inconvénient, plusieurs techniques basées sur la fusion d'images (issues du CBCT et de l'empreinte optique) existent afin d'obtenir un modèle 3D fidèle à la réalité clinique : (20)

- Scan du modèle en plâtre et fusion avec l'acquisition CBCT du patient
- Utilisation d'une cire d'occlusion contenant des marqueurs radio-opaques lors de l'acquisition du CBCT, puis scan de la cire avec des modèles en plâtre en occlusion
- Selon la méthode de Swennen, scan des empreintes en alginate maxillaire et mandibulaire, scan du patient avec une cire d'occlusion ne modifiant pas les tissus mous, puis scan de la cire d'occlusion. (13)

Les modèles numériques obtenus sont dits « multi-corps » (figure 11) composés de dents, tissus mous, structures osseuses et alvéolaires. (21)

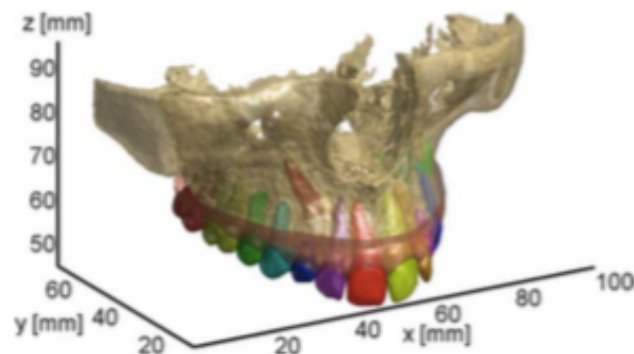


Figure 11 : modèle multi-corps incluant le maxillaire, les tissus gingivaux et les dents

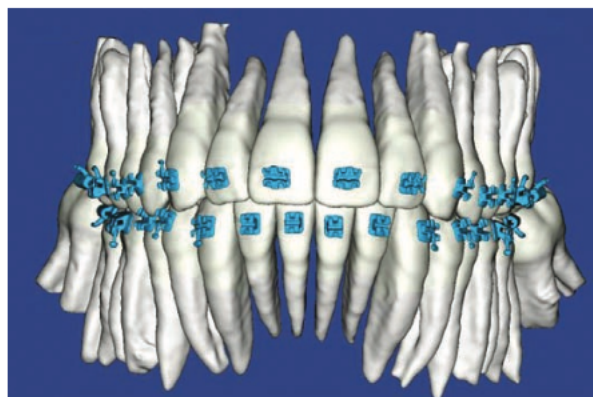


Figure 12 : modèle 3D issu de l'empreinte optique et du CBCT(22)

La figure 12 nous montre une image globale des couronnes et racines, issue de la

fusion d'une empreinte optique et d'un CBCT permettant de réaliser des set-up précis et de configurer le placement des brackets de façon optimale. (22)

1.5 Conception : le modèle d'étude numérique et le set-up virtuel

Le modèle d'étude fait partie du dossier orthodontique et est un élément indispensable au diagnostic et à l'élaboration d'un plan de traitement. Il permet d'obtenir des informations sur les relations intra-arcades (le diamètre mésio-distal des dents, les longueurs d'arcade, les asymétries) et sur les relations inter-arcades dans les trois dimensions de l'espace. (23)

Avec le développement de la technologie numérique 3D, le modèle en plâtre traditionnel a progressivement été remplacé par les modèles numériques (figure 13). Ils ont été introduits commercialement en 1999 par OrthoCad (Cadent, Carlstadt, NJ, USA) puis en 2001 (emodels, GeoDigm, Chanhassen, MN, USA). (24)

3 techniques permettent d'obtenir des modèles numériques :

- Scan du modèle en plâtre
- Scan de l'empreinte
- Scan intra-oral (empreinte optique)

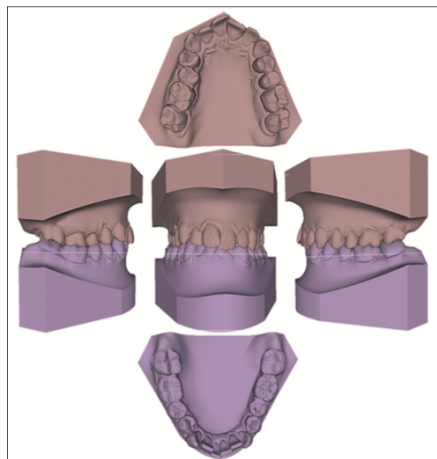


Figure 13 : modèle virtuel (25)

1.5.1.1 Principes

L'ensemble des types d'acquisitions développées ci-dessus permettent d'obtenir un modèle digital. Lors de la prise d'empreinte, chaque point de la surface est enregistré par la caméra et les coordonnées tridimensionnelles X-Y-Z sont exportées dans la mémoire de l'ordinateur qui contrôle le scanner. Les prises de vue sont répétées selon

différents angles pour couvrir toute la surface et l'ensemble des points enregistrés forment ainsi un nuage de points. Le logiciel interne de la caméra va nettoyer l'image, c'est-à-dire supprimer les points redondants et homogénéiser la densité des points enregistrés, ce qui va définir la résolution. La reconstruction 3D apparaît à l'écran au fur et à mesure de l'acquisition. (26)

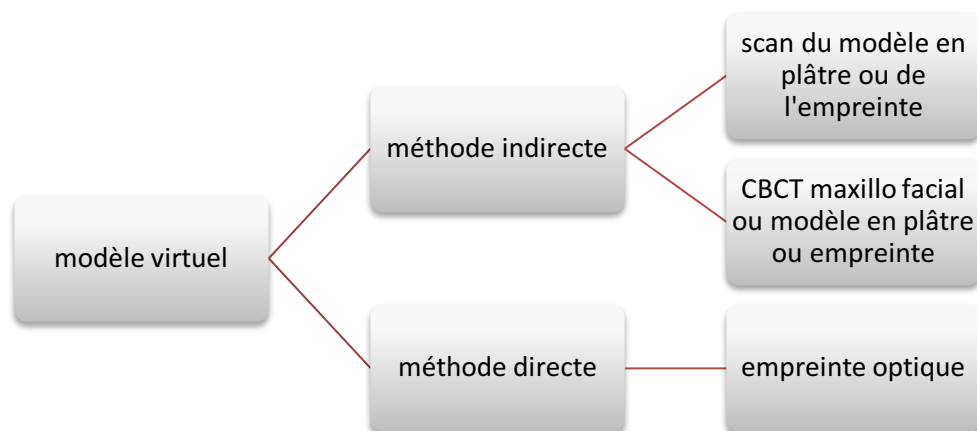
Le modèle virtuel : (24)

- Peut être imprimé si nécessaire
- Est visible sur tout ordinateur connecté au serveur du cabinet
- Ne risque pas d'être détérioré
- Est facilement archivable
- Facilite la communication avec le patient et les autres praticiens

Applications en orthodontie : (27)

- Visualisation des objectifs de traitement
- Evaluation de la qualité des résultats de traitement
- Analyse 3D des mouvements dentaires après traitement orthodontique
- Production d'appareils orthodontiques personnalisés (CAD/CAM) ou par prototypage rapide.
- Réalisation de set-up et aide à la réalisation de collage indirect
- Superposition des éléments qui ont réalisé un mouvement, ce qui n'est pas le cas du modèle en plâtre.

Pour résumer :



1.5.1.2 Fiabilité du modèle numérique

Le numérique s'impose de plus en plus dans le cabinet orthodontique. De la prise d'empreinte au plan de traitement, l'étude de cas se fera à l'écran de l'ordinateur, de même que les mesures d'indices (indice de DDM et de DDD), la réalisation de set-up et la conception d'appareillages. L'importance de la fiabilité du modèle d'étude comparé au modèle en plâtre conditionnera donc notre pratique.

De nombreuses études existent dont l'objectif était d'étudier la précision du modèle numérique. Quelques-unes sont exposées ci-dessous.

➤ **Titre : Comparison of measurement made on digital and plaster models (28)**

Auteurs : SANTORO M, GALKIN S, TEREDESAI M, NICOLAY OF, CANGIALOSI TJ.

Objectif : Comparer la précision des mesures effectuées par le système OrthoCAD® sur les modèles numériques avec des mesures manuelles sur des modèles en plâtre traditionnels (gold standard).

Orthocad® (Cadent, Fairview, NJ) est un système informatique breveté qui crée des images numériques à partir d'empreintes dentaires.

Méthodologie : 76 patients du service d'orthodontie de l'université Colombia à New York ont été sélectionnés afin de recevoir deux ensembles d'empreintes à l'alginate, un destiné à la coulée en plâtre, l'autre expédié à OrthoCad. Deux examinateurs travaillant de façon indépendante ont réalisé les mesures suivantes : la largeur mésio-distale des dents maxillaires et mandibulaires de la première molaire à la première molaire, le surplomb et le recouvrement.

Les mesures sur le modèle en plâtre ont été réalisées avec un pied à coulisse non digital pour la largeur des dents et une sonde parodontale graduée pour le surplomb et le recouvrement. Enfin, pour le modèle numérique, les mesures ont été faites informatiquement grâce au logiciel.

Résultats :

- Les mesures de la largeur des dents et du recouvrement sur le modèle numérique comparé au modèle en plâtre ont montré des différences statistiquement significatives. Les mesures numériques étaient plus petites que les mesures manuelles mais l'ampleur des différences ne semble pas être cliniquement pertinente. L'explication la plus probable serait l'instabilité de l'alginate lié à l'envoi à OrthoCad (temps et modalité de conservation). De plus, le pointage mésio-distal sur un écran d'ordinateur peut s'avérer déroutant comparé au modèle physique.
- Aucune différence significative n'a été trouvée pour la mesure du surplomb
- Les modèles numériques semblent être une alternative cliniquement acceptable aux moulages en plâtre pour les mesures de routine utilisées dans la pratique orthodontique. (28)

➤ **Titre : Comparison of 3-dimensional dental models from different sources : Diagnostic accuracy and surface registration analysis(29)**

Auteurs : AKYALCIN S,DYER DJ, ENGLISH JD, SARD C.

Objectif : Comparer les modèles numériques issus de différentes sources au modèle en plâtre (gold standard). Les différentes sources sont les scanners laser de modèle en plâtre Ortho-Insight 3D® (dit de « bureau ») et e-model system®, et les modèles issus du CBCT (champ moyen 15x15, 85kVp, 21mA, 14sec, 0.3mm voxel size).

Méthodologie : 30 patients du département orthodontique de l'université du Texas à Houston ont reçu une empreinte maxillaire et mandibulaire à l'alginat qui furent coulées immédiatement au plâtre Snow White. Les patients sélectionnés ont reçu auparavant un examen radiologique type CBCT pour diverses raisons.

Les modèles en plâtre ont été numérisés par les différents scanners, et les données du cone beam ont été exportées afin d'obtenir un modèle virtuel 3D. Les images 3D ont enfin été traitées afin d'obtenir un fichier STL sur lequel les mesures digitales peuvent être réalisées. Sur le modèle en plâtre, les mesures sont réalisées à l'aide d'un pied à coulisse digital. Les valeurs enregistrées sont la longueur mésio-distale des dents et le périmètre d'arcade.

Résultats :

- Il n'existe pas de différences significatives concernant la longueur d'arcade pour les 3 modèles comparés au modèle en plâtre.
- Il y a une corrélation « virtuelle » à 99% des modèles issus des différentes techniques de scan laser mais il existe de nombreux biais concernant le modèle issu du CBCT. Il serait alors nécessaire que le degré de précision de l'examen radiologique soit plus élevé afin de limiter les erreurs.

➤ **Titre : Diagnostic accuracy and measurement sensitivity of digital models for orthodontic purposes : a systematic review (30)**

Auteurs : GABRIELE ROSSINI, SIMONE PARRINI, TOMMASO CASTROFLORIO, ANDREA DEREGIBUS, CESARE.L DEBERNARDI

Objectif : Evaluer la précision, la validité et la reproductibilité des mesures obtenues à partir de modèles virtuels en comparaison avec le modèle en plâtre.

Méthodologie : une recherche d'articles issus de la littérature médicale a été réalisée sur une période de temps s'étendant de Janvier 2000 à Novembre 2014 sur les bases de données suivantes : PubMed, PubMed Central, National Library of Medicine Medline, Embase, Cochrane Central Register of Controlled Clinical Trials, Web of Knowledge, Scopus, Google Scholar, et LILACS.

Les critères d'inclusion sont :

- Etude prospective ou rétrospective d'études originales analysant des patients traités orthodontiquement avec ou sans malocclusion
- Etude analysant les mesures réalisées sur modèle digital et modèle en plâtre
- Etude avec analyse statistique adéquat

Résultats : sur 2705 articles sélectionnés, 35 ont été retenus.

Les critères étudiés étaient : la dimension transversale, la taille des dents, l'indice de bolton, la longueur d'arcade et l'encombrement, les rapports inter-arcades, les index occlusaux et autres mesures diverses (tip, rotation, torque).

Les articles ont permis d'observer qu'il existe une grande fiabilité, une reproductibilité ainsi que l'absence de différences cliniquement significatives entre les mesures effectuées sur les modèles digitaux et les modèles issus du CBCT comparés aux modèles en plâtre, excepté pour certaines mesures (la taille des dents, l'indice de bolton, le périmètre d'arcade, le tip, les rotations, le torque, ABO objective grading system). Mais ces erreurs pourraient être dues à la faible précision des surfaces proximales rendant difficile le positionnement des repères et à des erreurs intra-examineurs. Toutefois, les différences sont inférieures à 0.5 mm ce qui est statistiquement différent mais cliniquement sans importance. Concernant les modèles numériques issus du CBCT, il a été souligné que cette technique n'était pas assez fiable pour reconstruire les surfaces occlusales.

Les auteurs ont donc conclu que les modèles numériques étaient aussi fiables que les modèles en plâtre traditionnels, avec une grande précision, fiabilité et reproductibilité. En outre, avec leurs avantages en termes de coût, de temps et d'espace requis, ils pourraient être considérés comme le nouveau gold standard dans la pratique actuelle. (30)

1.5.1.3 Le set-up virtuel et les moyens de prévisualisation

Le set-up est une technique par laquelle un réassemblage des dents est réalisé sur un modèle d'étude dans le cadre de la planification du traitement orthodontique. Il permet de simuler le traitement et de prévoir par exemple la quantité de stripping nécessaire, la nécessité d'extraction dentaire et d'anticiper les risques et difficultés du traitement. Réalisé auparavant manuellement et de façon laborieuse pour les cas complexes sur un modèle en plâtre, l'utilisation croissante des modèles numériques a facilité l'élaboration de set-up. (31)

Pour effectuer un set-up selon la technique traditionnelle, chaque couronne dentaire doit être découpée et replacée dans une cire sur le modèle en plâtre aboutissant à des imprécisions et à une perte de matière dentaire non quantifiée (figure 14). L'utilisation du modèle numérique améliore la précision car la séparation des couronnes dentaires est réalisée informatiquement selon le logiciel utilisé. De plus, la forme d'arcade est conservée. (23)

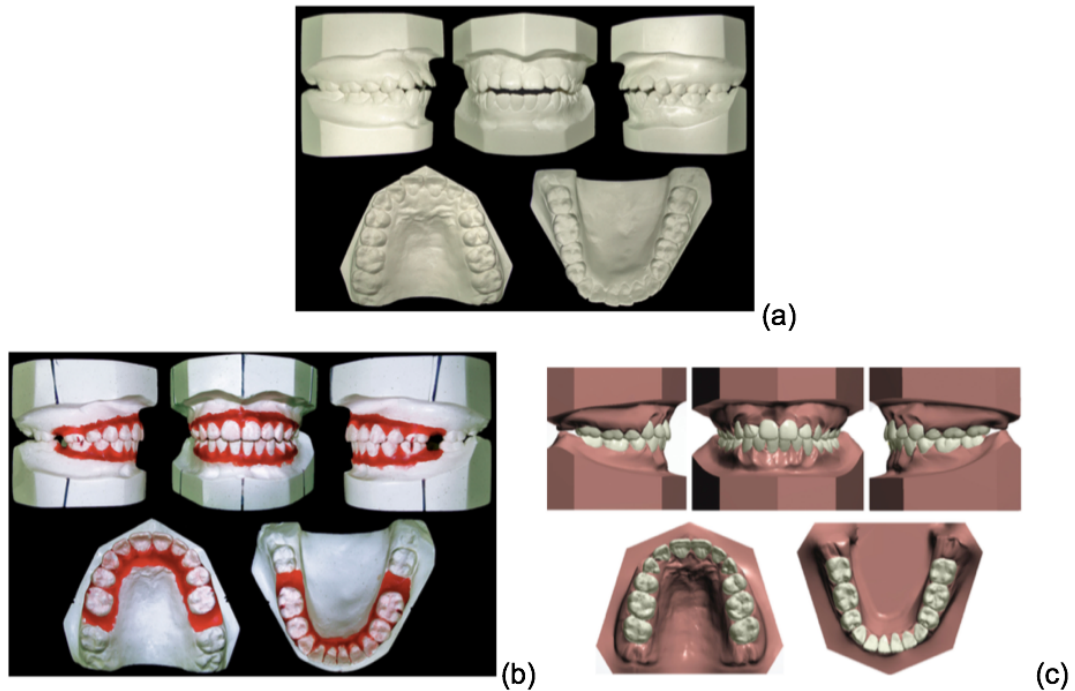


Figure 14 : le set up : (a) modèles initiaux (b) set up manuel (c) set up numérique (23)

Cependant, la perception de l'espace est limitée car un objet tridimensionnel sera contrôlé sur un écran qui est un plan bidimensionnel. De ce fait, une « collision » sur la surface proximale ou occlusale est possible car il n'y a pas de limites au mouvement dentaire. Par conséquent, tout set-up réalisé informatiquement devra être contrôlé par l'orthodontiste afin de vérifier et rectifier les collisions éventuelles. (27)

Le set-up numérique doit être réalisé selon les mêmes règles que le set-up manuel. Il est envoyé facilement et rapidement par courriel et le contrôle par le praticien se fait autant de fois que nécessaire : chaque modification est conservée informatiquement. (figure 15)

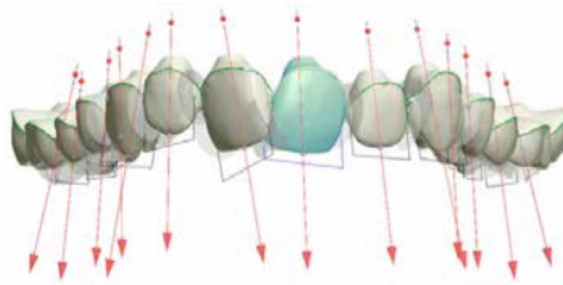


Figure 15 : set up numérique grâce au logiciel Orthoanalyzer (9)

Le tableau 1 issu de l'article de CARMADILLA et al. (23) résume les caractéristiques du set-up virtuel et conventionnel.

SET-UP CONVENTIONNEL	SET-UP VIRTUEL
Temps de réalisation augmenté	Temps de réalisation moindre
Difficulté à dupliquer	Duplication aisée
Forme de l'arcade enregistrée avec un fil de laiton	Forme d'arcade dentaire planifiée informatiquement
Besoin de référence dentaire et faciale	Référence numérique et quantification des mouvements dentaires
Comparaison physique avec le modèle dentaire initial	Comparaison digitale grâce à la superposition des modèles
Communication verbale qui requiert la présence du praticien et du patient	Communication facilitée entre les professionnels de santé et le patient
Risque potentiel de fracture dentaire pendant la séparation des dents	Segmentation digitale n'impliquant pas de perte de substance dentaire
Un seul set-up réalisable sur le modèle	Plusieurs set-up réalisables sur le même modèle
Analyse orthodontique conventionnelle	Analyse facilitée par les logiciels
Besoin d'espace de stockage	Stockage numérique
Détérioration avec le temps	Sauvegarde numérique facile et qualité conservée
Difficulté de partager les informations du diagnostic avec d'autres professionnels	Transfert et partage facile des modèles
Utilisé uniquement pour la planification du traitement	Egalement utilisé pour concevoir et fabriquer des appareils personnalisés et évaluation du progrès du traitement et résultats
Difficulté de reproduire le même set-up	En fonction des enregistrements, possibilités de reproduire les mêmes mouvements
Impossibilité de combiner avec un CBCT	Peuvent être combinés avec une radiographie tridimensionnelle

Tableau 1 : caractéristiques du set-up conventionnel et virtuel (23)

Les grandes firmes commerciales ont élaboré des logiciels de prévisualisation et de planification afin de réaliser le set-up, aidé par des techniciens, permettant après validation la commande du produit. Il s'agit entre autres du logiciel Clincheck pro d'INVISALIGN, Approver développé par Insignia de ORMCO (figures 16 et 17), orthoanalyzer de COMIRO et le système INCOGNITO pour les plus connus. Tous ces outils numériques et plateformes tendent à permettre une conception individualisée de l'appareillage.

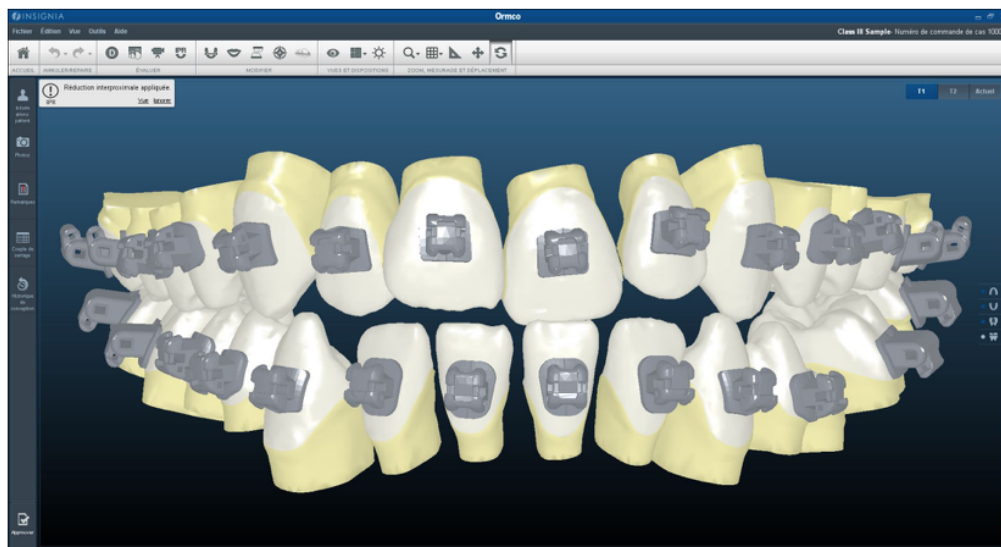


Figure 16: logiciel de prévisualisation Approver® (32)

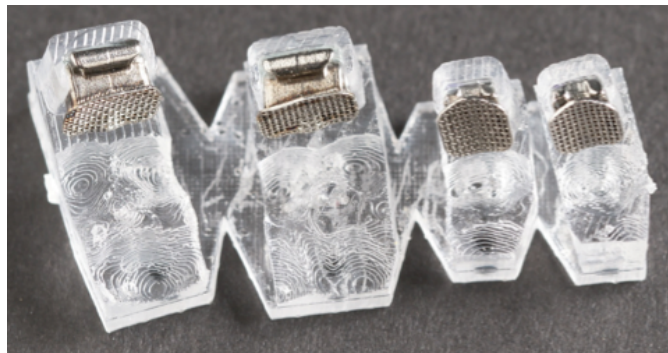


Figure 17: Jig de collage indirect Insignia® issus de l'impression 3D (32)

1.6 Impression

L'impression 3D est placée en fin du flux numérique continu. En orthodontie, on parlera surtout d'« impression par addition ».

Selon The American Society for Testing and Materials, l'impression par addition est un processus d'ajout de matériel pour créer un objet issu d'un modèle 3D, couche par couche, s'opposant à l'impression par soustraction. (33)

En ce qui concerne la fabrication des modèles d'étude, la technique d'impression 3D a été introduite dans les années 1980. Les techniques CAD-CAM ont permis la planification de la chirurgie maxillo-faciale, l'impression d'attelles chirurgicales, de guides chirurgicaux en implantologie et l'apprentissage de diverses chirurgies. (34)

A l'heure actuelle il existe plusieurs sortes d'imprimantes 3D, allant d'une centaine d'euros au demi-million, avec des propriétés et usages très divers. Elles peuvent être réparties principalement en 3 grandes familles : les imprimantes 3D personnelles, les imprimantes 3D professionnelles et enfin les imprimantes 3D de production employées dans l'industrie. (3)

Au cabinet dentaire, on utilisera l'imprimante personnelle tandis que chez le prothésiste les imprimantes professionnelles seront nécessaires.

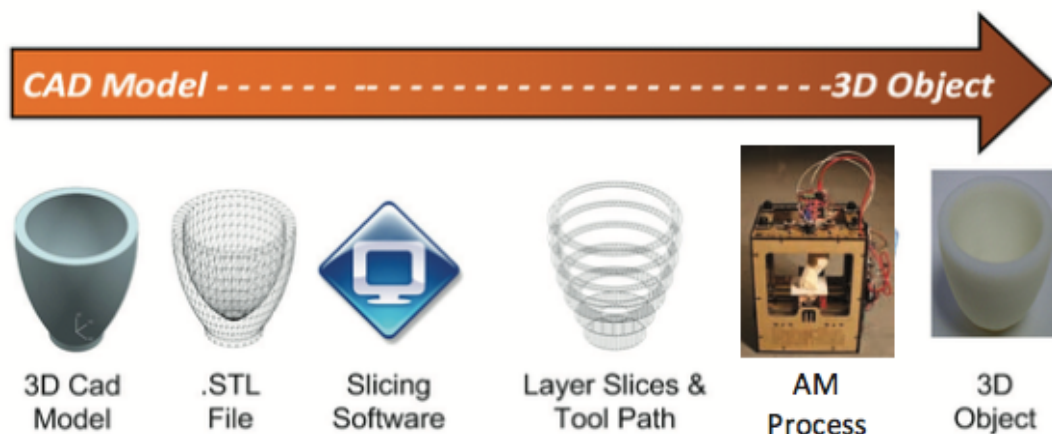


Figure 18 : Etapes de la fabrication additive (35)

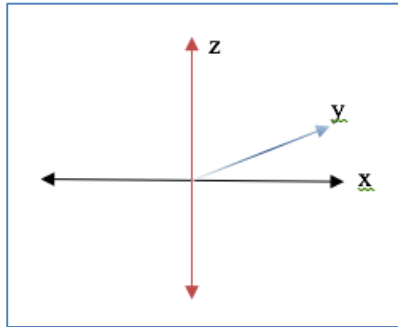
Comme vu précédemment, l'impression 3D commence avec un modèle numérique issu d'une empreinte optique. Afin que le document puisse être traité, il doit être

enregistré sous forme STL puis découpé par le logiciel en couches successives. Les informations sont alors envoyées à l'imprimante qui réalise l'objet (figure 18).

L'imprimante 3D personnelle

1.7 Anatomie d'une imprimante 3D

Chaque imprimante 3D est différente mais dans tous les cas il faudra considérer 3 axes d'impression afin de comprendre comment celle-ci fonctionne : ce sont les axes X, Y, Z.



Elles sont ainsi constituées d'un lit d'impression qui se déplace soit verticalement (axe Z), soit horizontalement (axes X et Y). Le lit d'impression est la plateforme sur laquelle est confectionné l'objet 3D.

L'impression est réalisée grâce à une buse ou un émetteur lumineux en direction de la plateforme, pouvant être immobile ou mobile (se déplaçant alors sur les axes X et Z). Avant tout achat d'une imprimante 3D il faudra considérer la précision de l'impression sur l'axe Z (précision des couches successives d'impression) et sur l'axe XY (largeur du modèle).

1.8 Les différents types d'imprimantes

1.8.1 Impression 3D par Photopolymérisation

1.8.1.1 Stéréolithographie

Le terme « stéréolithographie » a été introduit pour la première fois par Charles W. HULL et la première imprimante a été commercialisée par 3D Systems en 1986. A l'heure actuelle les machines les plus populaires sont les imprimantes MakerBot, Ultimaker, Solidoodle, Printrbot, Cube et plus récemment Formlabs.

Le procédé est le suivant : (figure 19) (33)

- L'imprimante est équipée d'un rayon laser ultra-violet permettant de solidifier couche par couche des photopolymères liquides.
- Le modèle 3D souhaité est créé via un programme de CAO.
- Le logiciel réduit le modèle CAO en couches minces (de 5 à 20 couches par millimètre). Plus il y a de couches, meilleure est la résolution.
- Le laser scanne la résine dans la cuve, créant la première couche (le laser parcourt l'ensemble de la surface pour polymériser la résine et la solidifier).
- La plateforme descend dans la cuve d'une fraction de millimètre afin de créer la couche suivante.
- Le processus est répété couche par couche.
- Une fois l'objet terminé, celui-ci est rincé et placé dans un four à UV afin que la polymérisation soit complète.

Une des premières applications de l'imprimante 3D par SLA a été la planification chirurgicale via l'impression de modèles issus de scanners humains.

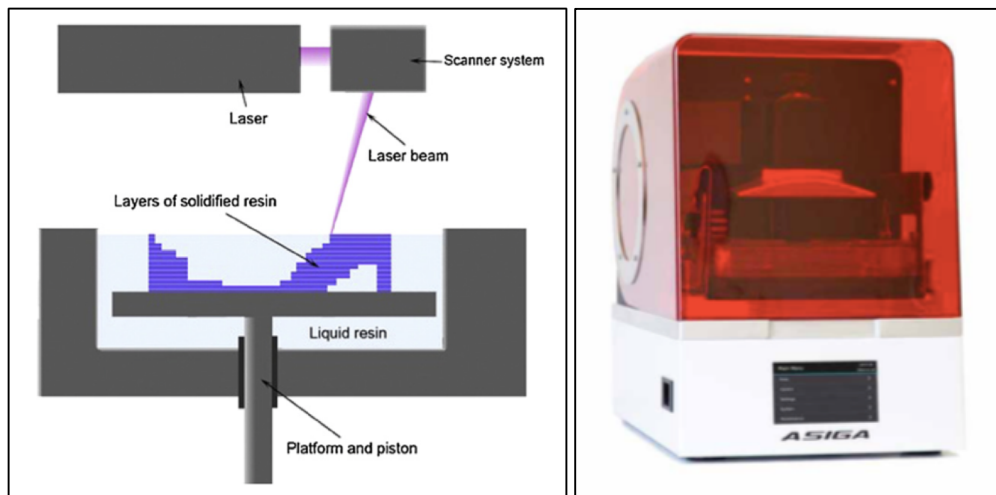


Figure 19 : schéma et image d'une imprimante par stéréolithographie (3DL-Max, Blued'IS) (33) (9)

En dentisterie et orthodontie ses applications sont les suivantes :

- Moulages
- Guides chirurgicaux d'implantologie
- Portes empreintes personnalisés
- Gouttières de contention
- Gouttières de collage indirect

- Résine calcinable

Les avantages du processus d'impression SLA sont les suivants : haute précision de construction partielle, finition de surface lisse, détails de construction fine et haute résistance mécanique. (34)

Son principal inconvénient est que le temps d'impression dépendra en partie de la quantité d'objet à imprimer.

1.8.1.2 Procédé DLP (Digital Light Processing)

Le procédé DLP ou Digital Light Processing fonctionne par exposition de polymère liquide à la lumière (figure 20). Une matrice de pixels est projetée contre le fond d'un bac contenant de la résine qui sera ainsi polymérisée et durcie. La matrice est projetée soit à l'aide d'un écran, soit à l'aide d'un rétroprojecteur de la taille d'une puce.

A la différence de la SLA, la DLP n'implique aucun déplacement de la lumière sur l'axe horizontal mais seulement un abaissement progressif de la plateforme sur l'axe vertical. L'image de la couche étant projetée en une fois, la taille de la couche n'influe pas sur le temps d'impression qui est de 2 à 5 fois plus rapide que la SLA (une couche de 0,75 mm est solidifiée en 1 minute). (3) (36)

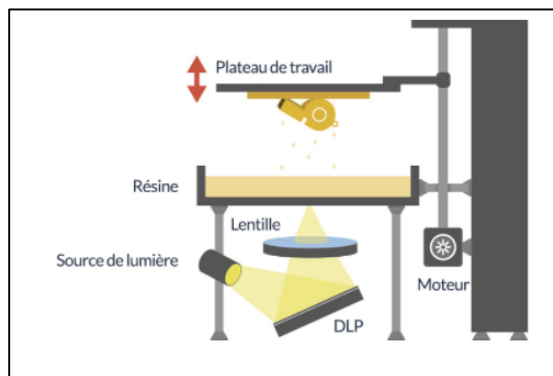


Figure 20 : schéma d'une imprimante DLP (36)

1.8.1.3 Technologie Polyjet

La technologie Polyjet ou Inkjet printing fonctionne aussi par photopolymérisation. A l'image d'une imprimante 2D, l'imprimante injecte et durcit instantanément aux UV de minuscules gouttelettes de photopolymère liquide. Les fines couches s'accumulent sur

le plateau de fabrication pour créer un ou plusieurs modèles 3D. Un traitement ultra-violet est appliqué dès qu'une couche est réalisée afin de durcir le matériau. (37)

1.8.1.4 Daylight Polymer Printing (DPP)

Cette technologie fonctionne aussi par exposition de polymère liquide à la lumière. Cependant, contrairement à la méthode DLP, ce n'est pas une matrice de pixel qui est projeté vers la résine mais des flashes lumineux issus d'un écran LCD (figures 21 et 22). Elle fonctionne donc avec une résine polymérisant avec une lumière visible à l'œil nu (405nm).

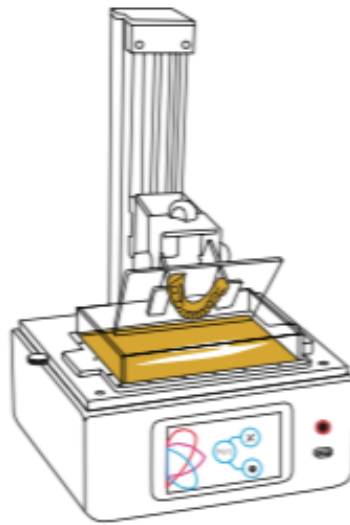


Figure 21: schéma de l'imprimante Liquid Crystal Hi-Res après impression d'une arcade dentaire (38)



Figure 22: imprimante 3D Liquid Crystal Hi-Res type DPP (38)

1.8.1.5 Matériaux

Les imprimantes par photopolymérisation utilisent une résine qui est un polymère liquide photosensible.

Il est important de connaître la classification de la résine surtout dans le cas d'impression de gouttières de contention. En dentisterie et orthodontie, seules les classes I et IIa nous intéressent.

Biocompatibilité des résines :

Classe I : dispositifs médicaux non invasifs ou invasifs à usage temporaire

Classe IIa : dispositifs médicaux invasifs à court terme et ceux à long terme concernant la sphère oro-pharyngée

Classe IIb : dispositifs médicaux invasifs à long terme autres que la sphère oro-pharyngée

Classe III : dispositifs médicaux invasifs à long terme en contact avec le cœur, système circulaire et nerveux

1.8.2 Impression 3D par liage de poudre

1.8.2.1 Système 3DP (*three Dimensional Printing*)

La technologie 3DP fonctionne par abaissements successifs d'une plate-forme sur laquelle un rouleau étale une très fine couche de poudre (figure 23). De la même façon que les imprimantes à jet d'encre déposent de l'encre sur le papier, une tête d'impression dépose un agent liant qui vient encoller le matériau en poudre. Le processus est renouvelé à chaque abaissement de la plate-forme d'impression, jusqu'à l'obtention de l'objet. Un traitement de finition est enfin appliqué : la pièce imprimée subit un traitement thermique et la poudre excédentaire est supprimée. (3) Les matériaux disponibles sont le métal, le bronze, les élastomères, les matières composites et céramiques. (39)

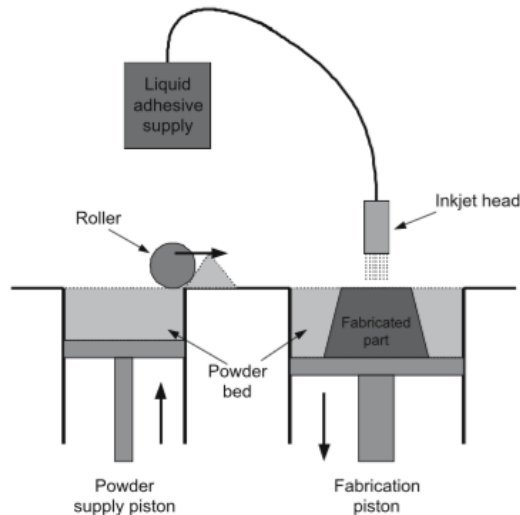


Figure 23: imprimante 3DP (40)

1.8.2.2 Frittage laser sélectif

Le frittage laser sélectif ou Selective Laser Sintering (SLS) ou Selecting Laser Melting (SLM) est une technologie qui permet de fabriquer des pièces en fusionnant un matériau en poudre, couche par couche, grâce à un faisceau d'électrons sous vide (figure 24). La poudre est étalée par un rouleau sur la plateforme de construction qui s'abaisse progressivement afin de réaliser les couches. Parce qu'il utilise les électrons plutôt que la lumière, l'énergie du faisceau est très élevée ; le laser trace à la surface de la poudre bien compacte le modèle à réaliser et la fusion des particules formera la masse solide. Le procédé est renouvelé jusqu'à réalisation de l'objet. Bien souvent, la pièce nécessitera un ponçage à la sortie de l'imprimante. Nombreux matériaux thermoplastiques sont utilisés comme les matières métalliques, composites, céramiques.

Cette imprimante trouve son indication dans la fabrication d'orthèses et prothèses en chirurgie maxillo-faciale. (33) (40) (4)

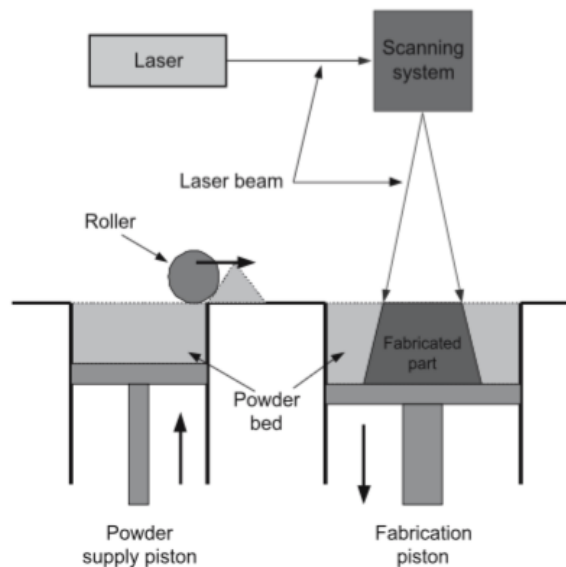


Figure 24: imprimante au frittage laser sélectif (40)

1.8.3 Impression 3D par dépôt de matière fondue

1.8.3.1 Modélisation par dépôt fondu (FDM)

L'imprimante FDM a été développée à la fin des années 1980 par S. Scott CRUMP, cofondateur de la société Stratasys et a été commercialisée dans les années 1990. Après la stéréolithographie, c'est le procédé d'impression le plus ancien et qui constitue l'imprimante personnelle la plus populaire. (3)

La technique est la suivante : l'imprimante est dotée d'une buse chauffant un filament fondu. La matière (issue d'une bobine) est déposée couche par couche grâce au mouvement de la buse (horizontal ou vertical), celle-ci étant guidée par le logiciel. Une fois le matériau déposé, la plateforme s'abaisse (axe Z) afin de commencer une nouvelle couche. Le matériau durcit immédiatement après extrusion de la buse. (figures 25 et 26)

Plusieurs matériaux thermoplastiques sous forme de bobine sont disponibles tels que l'acrylonitrile butadiène styrène (ABS) ou l'acide polylactique (PLA). Le PLA possède d'excellentes propriétés environnementales ; issu de l'amidon de maïs, il est biodégradable et compostable et sera donc plus apprécié dans un environnement médical.

Lors de la réalisation de gouttières, ces matériaux sensibles à la chaleur peuvent subir une modification de l'anatomie cuspidienne lors du thermoformatage.

Le temps d'impression d'un modèle au cabinet dépendra de la résolution, du type d'imprimante et du nombre de modèle à imprimer.

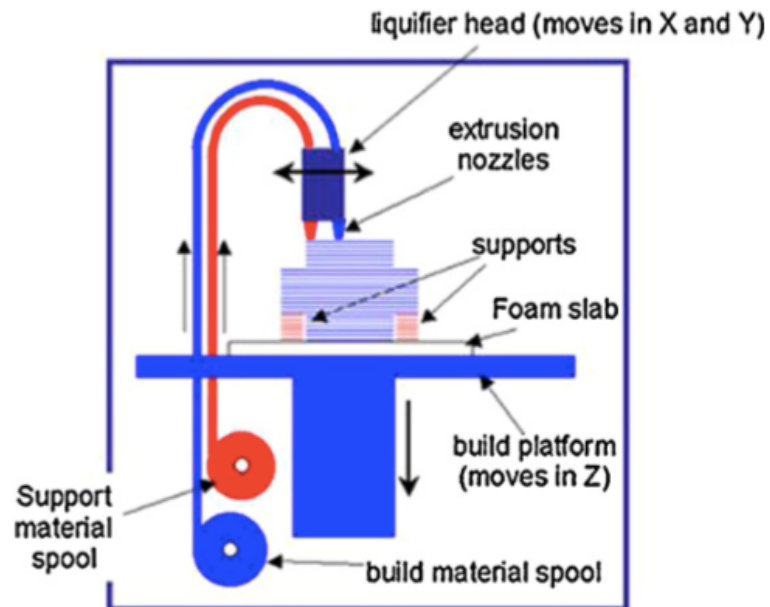


Figure 25 : imprimante par dépôt de filament fondu (33)

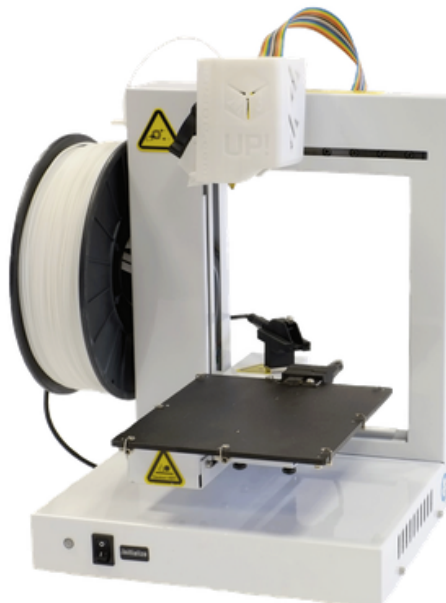
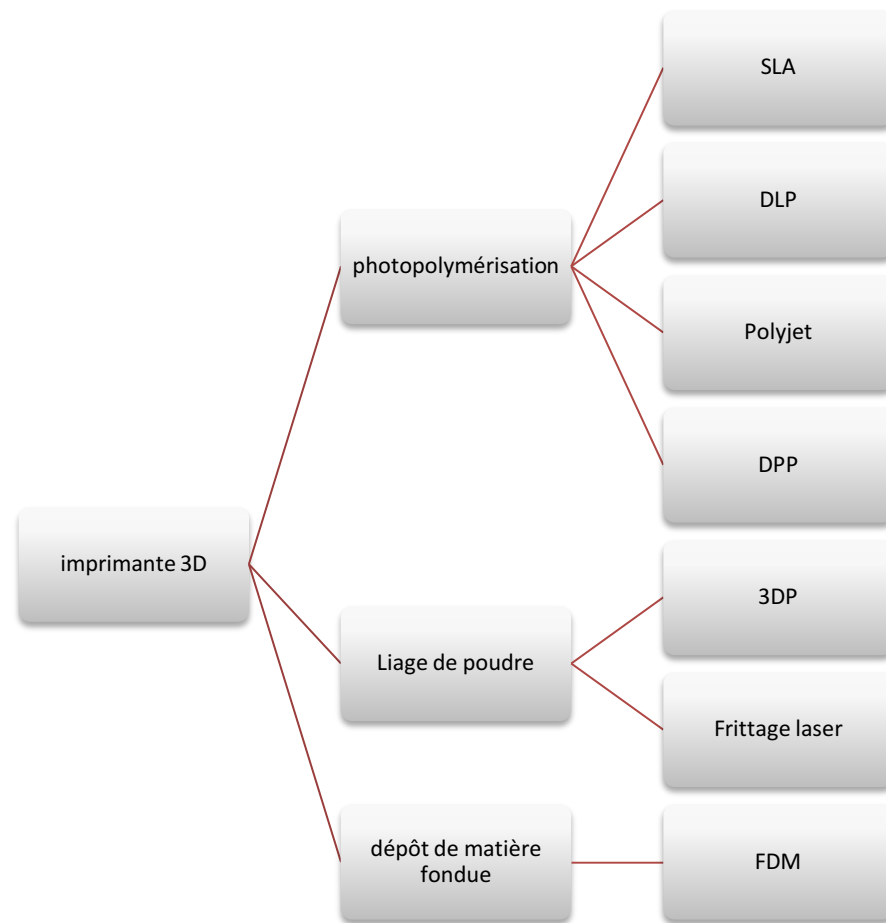


Figure 26 : imprimante FDM 3D Ortho S (9)

1.8.3.2 Pour résumer



AVANTAGES : (35)

- Créer des formes complexes avec des matériaux solides à la structure légère
- Contrôle par l'ordinateur nécessitant un faible niveau d'expertise de l'opérateur grâce au fichier STL. La création de la pièce est directement faite à partir du modèle informatique
- « Complexité gratuite » : concernant les imprimantes DLP et DPP, il n'y a pas de délai supplémentaire à réaliser un ou plusieurs modèles en même temps
- Le fichier numérique peut être envoyé à n'importe quelle imprimante, n'importe où dans le monde car les paramètres de conception du fichier permettent de respecter la résolution et la taille du modèle
- Réduction du gaspillage : l'objet étant réalisé couche par couche, seul le matériel nécessaire à la production est utilisé

LIMITES :

- La vitesse de production : elle est de 2,54 cm³/heure en moyenne
- Coût de l'investissement et production
- Qualité de production et matériaux disponibles
- Solidité et matériaux différents (dépendra du type d'imprimante)

Tous les avantages et les inconvénients des différentes imprimantes 3D sont résumés dans la figure 27.

Table 1 3D printing modalities and materials		
Techniques	Advantages	Disadvantages
Light cured resin		
1- Stereolithography (SLA) Light sensitive polymer cured layer by layer by a scanning laser in a vat of liquid polymer	Rapid fabrication. Able to create complex shapes with high feature resolution. Lower cost materials if used in bulk.	Only available with light curable liquid polymers. Support materials must be removed. Resin is messy and can cause skin sensitisation, and may be irritant by contact and inhalation. Limited shelf life and vat life. Can not be heat sterilised. High cost technology.
2- Photojet - Light sensitive polymer is jetted onto a build platform from an inkjet type print-head, and cured layer by layer on an incrementally descending platform.	Relatively fast. High-resolution, high-quality finish possible. Multiple materials available various colours and physical properties including elastic materials. Lower cost technology.	Tenacious support material can be difficult to remove completely. Support material may cause skin irritation. Can not be heat sterilised. High cost materials.
3- DLP (digital light processing) Liquid resin is cured layer by layer by a projector light source. The object is built upside down on an incrementally elevating platform.	Good accuracy, smooth surfaces, relatively fast. Lower cost technology.	Light curable liquid polymers and wax-like materials for casting. Support materials must be removed. Resin is messy and can cause skin sensitisation, and may be irritant by contact. Limited shelf life and vat life. Can not be heat sterilised. Higher cost materials.
Powder binder		
Plaster or cementaceous material set by drops of (coloured) water from 'inkjet' print head. Object built layer by layer in a powder bed, on an incrementally descending platform.	Lower cost materials and technology. Can print in colour. Un-set material provides support. Relatively fast process. Safe materials.	Low resolution. Messy powder. Low strength. Can not be soaked or heat sterilised.
Sintered powder		
Selective laser sintering (SLS) for polymers. Object built layer by layer in powder bed. Heated build chamber raises temperature of material to just below melting point. Scanning laser then sinters powder layer by layer in a descending bed.	Range of polymeric materials including nylon, elastomers, and composites. Strong and accurate parts. Self-supported process. Polymeric materials - commonly nylon may be autoclaved. Printed object may have full mechanical functionality. Lower cost materials if used in large volume.	Significant infrastructure required, eg. compressed air, climate control. Messy powders. Lower cost in bulk. Inhalation risk. High cost technology. Rough surface.
Selective laser sintering (SLS) - for metals and metal alloys. Also described as selective laser melting (SLM) or direct metal laser sintering (DMLS). Scanning laser sinters metal powder layer by layer in a cold build chamber as the build platform descends. Support structure used to tether objects to build platform.	High strength objects, can control porosity. Variety of materials including titanium, titanium alloys, cobalt chrome, stainless steel. Metal alloy may be recycled. Fine detail possible.	Elaborate infrastructure requirements. Extremely costly technology moderately costly materials. Dust and nanoparticle condensate may be hazardous to health. Explosive risk. Rough surface. Elaborate post-processing is required: Heat treatment to relieve internal stresses in printed objects. Hard to remove support materials. Relatively slow process.
Electron beam melting (EBM, Arcam). Heated build chamber. Powder sintered layer by layer by scanning electron beam on descending build platform.	High temperature process, so no support or heat treatment needed afterwards. High speed. Dense parts with controlled porosity.	Extremely costly technology moderately costly materials. Dust may be hazardous to health. Explosive risk. Rough surface. Less post-processing required. Lower resolution.
Thermoplastic		
Fused deposition modelling (FDM) First 3DP technology, most used in 'home' printers. Thermoplastic material extruded through nozzle onto build platform.	High porosity. Variable mechanical strength. Low - to mid-range cost materials and equipment. Low accuracy in low cost equipment. Some materials may be heat sterilised.	Low cost but limited materials - only thermoplastics. Limited shape complexity for biological materials. Support material must be removed.

Figure 27: technique d'impression, avantages et inconvénients (1)

1.9 *Modèle en plâtre VS modèle imprimé*

1.9.1 Revues de littérature

Un modèle de plâtre, gold standard du modèle d'étude en orthodontie, est associé à des difficultés et des problèmes liés au stockage et à la récupération, aux dommages causés au modèle, à la reproduction et à la communication. Cependant, travailler avec des modèles 3D sur un écran 2D peut être déstabilisant pour le praticien ayant l'habitude d'observer les modèles dans ses mains (perte du sens haptique, de la proprioception). Des efforts ont donc été faits au fil des ans pour remplacer ces modèles par des équivalents numériques et imprimés. (41)

A l'issue de recherches PUBMED, 4 articles contrôlant la fiabilité du modèle imprimé sont exposés ci-après.

➤ **Titre : Accuracy of stereolithographically printed digital models compared to plaster models (34)**

Auteurs : CARMADILLA, VILELLA, HEZEL, BREUNING

Objectif : étudier la précision du modèle imprimé par stéréolithographie (SLA) par rapport au modèle en plâtre.

Méthodologie : 28 volontaires du département orthodontique de l'université fédérale de Fluminense (Brésil) ont été inclus. Ils ont reçu une empreinte à l'algate afin de réaliser un modèle en plâtre et une empreinte optique afin de réaliser un modèle virtuel qui pourra être imprimé par SLA. Le modèle est imprimé sans socle, en forme de fer à cheval. Les mesures ont été réalisées manuellement à l'aide d'un pied à coulisse digital.

Résultats :

- Il n'existe pas de différences cliniquement décelables en ce qui concerne les mesures des dimensions dentaires ainsi que dans les rapports inter-arcades.
- Cependant les mesures de la dimension transversale montrent une réduction de la distance inter-molaire sur le modèle imprimé. Ceci pourrait être dû à une polymérisation incomplète lors de l'impression et de ce fait les modèles imprimés seraient déconseillés dans le cas de réalisation d'aligneurs.

➤ **Titre : A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy (42)**

Auteurs : KEATING, KNOX, BIBB, ZHUROV

Objectif : Etudier la fiabilité du modèle numérique et du modèle imprimé par SLA comparés au modèle en plâtre

Méthodologie : Trente modèles d'étude en plâtre de l'unité d'orthodontie hospitalo-universitaire de Cardiff ont été sélectionnés au hasard. Les mesures sur le modèle en plâtre et le modèle imprimé issu de la SLA (hybrid epoxy-based resin) sont faites à l'aide d'un pied à coulisse digital tandis que sur le modèle virtuel les mesures sont réalisées à l'aide du logiciel. Les mesures sont réalisées 2 fois à 1 semaine d'intervalle.

Les résultats :

- Cette étude a démontré que les mesures effectuées au pied à coulisse digital étaient fiables et reproductibles.
- Il n'existe pas de différences significatives concernant la comparaison du modèle en plâtre avec le modèle digital.
- Il existe une différence significative concernant la hauteur coronaire dans la comparaison du modèle en plâtre avec le modèle imprimé et avec le modèle digital. La différence est expliquée de la manière suivante : la résine utilisée est une résine claire édifée par couche de 0.15 mm. La translucidité a rendu l'identification impossible ainsi qu'une perte de détail en surface en particulier au niveau cervical. De plus, les erreurs de conversion de données et de manipulation de données générées lors de la conversion des modèles numériques en format de fichier STL peuvent entraîner une distorsion. Enfin, l'impression peut également introduire des erreurs dues au coefficient de rétraction du modèle lors de la construction et après le durcissement. Cependant, la signification clinique de ces erreurs dépendra du but recherché du modèle. Les modèles peuvent ne pas être suffisamment précis pour la réalisation d'appareillages mais peuvent être suffisants pour montrer les relations occlusales avant ou après le traitement.

D'après les auteurs, la solution serait d'utiliser des imprimantes capables de réaliser des couches plus fines (entre 0.013 et 0.150 mm).

➤ **Titre : Possibility of reconstruction of dental plaster cast from 3D digital study models (43)**

Auteurs : KASPAROVA, GRAFOVA, DVORAK, DOSTALOVA, PROCHAZKA, ELIASOVA ET AL.

Objectif : analyser la fiabilité des modèles imprimés en comparant les modèles en plâtre avec les modèles issus de l'imprimante personnelle par FDM et d'une imprimante professionnelle par SLA (ProJet HD3000).

Méthodologie : 10 modèles en plâtre ont été scannés puis imprimés (10 modèles issus de l'impression par FDM contre 1 modèle issu de l'impression par SLA). La résolution de la caméra utilisée (InEos de Sirona) est de 19 microns alors que l'imprimante FDM RepRap (matériau : ABS, couche : 0,35mm, couleur : bleu) est à 200 microns. De ce fait la résolution de l'image doit être diminuée afin de pouvoir être imprimée. Les mesures ont été réalisées au pied à coulisse digital.

Résultats :

- Il n'y a pas de différences significatives entre les modèles en plâtre et les modèles imprimés par FDM
- KASPAROVA a souligné dans son étude que l'un des principaux problèmes liés à l'impression 3D est son coût élevé. Bien que les coûts liés à l'utilisation de l'imprimante soient beaucoup plus bas que les moulages de plâtre, l'imprimante a besoin de la présence d'un individu qualifié pour éviter les complications entraînant des erreurs lors de l'impression 3D. Cependant, cela ne diffère pas de la nécessité d'une assistance de laboratoire qualifiée requise pour la réalisation de modèles en plâtre.
- L'état de surface des modèles imprimés par FDM est mauvais, les couches d'apposition étant distinguables.
- Malgré la meilleure qualité d'impression, l'impression par SLA reste relativement coûteuse et lente, où une impression peut prendre jusqu'à 12 heures.

➤ **Titre : Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques (44)**

Auteurs : HAZEVELD, HUDDLESTON, SLATER, REN

Objectif : Evaluer la reproductibilité et la précision des modèles imprimés par Polyjet, DLP et 3Dprinting.

Méthodologie : 12 modèles en plâtre de bonne qualité ont été numérisés puis imprimés par les 3 imprimantes citées ci-dessus (figure 28). Les mesures ont été réalisées au pied à coulisse digital. Toutes les mesures ont été réalisées 5 fois par le même opérateur.

Résultats :

- Les mesures réalisées au pied à coulisse sont fiables et reproductibles
- Concernant la hauteur coronaire, il existe une différence systématique de 0,02 mm pour les modèles Polyjet, 0,04 mm pour les modèles DLP et 0,25 mm pour les modèles 3Dprinting
- Concernant le diamètre mésio-distal des dents, les différences moyennes ont été de 0,08 mm pour les modèles polyjet, 0,05 mm pour les modèles DLP et 0,05 mm pour les modèles 3Dprinting
- A des fins cliniques, il est peu probable que ces différences aient un impact sur l'interprétation des modèles
- Les différences entre les modèles comparés peuvent êtres dues à la difficulté d'identifier les points de repères anatomiques par l'examineur, au formatage du fichier STL pouvant engendrer des distorsions et au rétrécissement du modèle lors de la polymérisation.

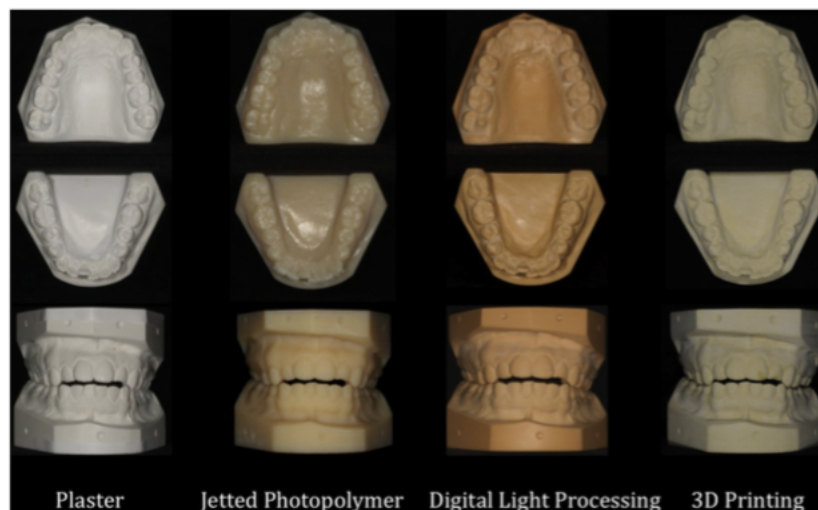


Figure 28 : modèles en plâtre et ses répliques: modèle issu de l'imprimante Polyjet, DLP et 3D printing(44)

Ce que l'on peut conclure sur le modèle imprimé :

- Il existe très peu d'études fiables
- Les mesures effectuées au pied à coulisse digital sont fiables
- Il existe un coefficient de rétraction lors de l'impression du modèle
- La réalisation d'un fichier STL peut entraîner une distorsion du modèle virtuel
- Les différences entre le modèle en plâtre et le modèle imprimé sont cliniquement insignifiantes mais pourraient engendrer des erreurs dans le cas de réalisation d'appareillages

1.9.2 Le modèle imprimé : avantages, inconvénients et mise en place au cabinet

Avantages du modèle imprimé : (43)

- Poids faible
- Faible probabilité de fracture
- Durabilité : haute résistance à l'abrasion
- Etat de surface meilleur pour le modèle imprimé par SLA
- Transportabilité
- Possibilité de partager les données numériques

Inconvénients du modèle imprimé : (43)

- État de surface (fonction de la résolution de l'imprimante)
- Fiabilité et précision : peu d'études
- Besoin d'un technicien qualifié
- Faible résistance à la chaleur
- Perte possible des données numériques en raison d'erreurs techniques

Mise en place au cabinet

D'après l'intervention du Dr PHILIBERT aux Journées de l'orthodontie 2016.

- Achat de l'imprimante
 - Commencer par l'achat d'une imprimante simple, facile à entretenir et à faible coût (inférieur à 1300 €).

- Puis investir dans une imprimante plus perfectionnée afin d'augmenter la définition et la vitesse d'impression. Il faut choisir un consommable à faible coût et une maintenance réalisable soit même
- Une précision de 100 microns est suffisante. En deçà, les catégories d'imprimantes amènent des coûts de fabrication et de maintenance plus élevés.

1.10 Apport de l'impression en orthodontie

1.10.1 Réalisation d'aligneurs orthodontiques

1.10.1.1 Invisalign®

Invisalign® (Align technology, Santa Clara Californie) est la première entreprise au monde à avoir proposé la possibilité de réaliser un traitement orthodontique par aligneur. Outre l'image commerciale poussée, cette entreprise américaine a développé en 1998 le concept du traitement orthodontique « invisible » grâce à des gouttières d'alignement (figure 29). C'est le changement de gouttières toutes les 2 à 3 semaines qui provoque le mouvement dentaire.

Pour chaque patient, l'orthodontiste devra créer un fichier patient sur la plateforme Internet Invisalign®, remplir le dossier avec l'anamnèse de la consultation, les photographies endobuccales et exobuccales, la radiographie panoramique, la téléradiographie de profil, des empreintes dentaires (empreinte optique ou empreinte au polyvinylsiloxane) et enfin une prescription (informations et objectifs du traitement). Les documents seront traités par un technicien qui proposera en retour un set-up au praticien. Celui-ci pourra être modifié si nécessaire et validé. Plus le mouvement est complexe, plus il existe d'aligneurs.

La production sera alors lancée : Les images informatiques sont converties en fichier STL puis imprimées par SLA. Enfin les aligneurs sont formés par thermoformatage industriel, découpés et gravés au laser avec les initiales du patient, le numéro du cas, le numéro d'aligneur et l'arcade concernée (supérieure ou inférieure). Après désinfection, ils sont expédiés au praticien. (45)

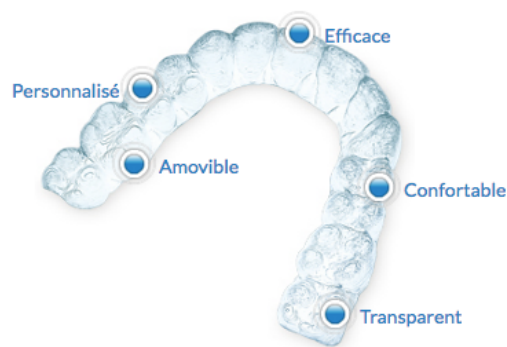


Figure 29 : Gouttière Invisalign (46)

1.10.1.2 Au cabinet : réaliser ses aligneurs

L'acquisition d'une imprimante 3D au cabinet se démocratise et il devient de plus en plus aisé de réaliser ses aligneurs soi-même. Pour cela, il est conseillé de réaliser des modèles d'une précision d'un minimum de 90 μm quelle que soit le type d'imprimante choisi.

Après acquisition de l'empreinte numérique et enregistrement du fichier au format STL, un set-up numérique peut être réalisé grâce à un logiciel adapté (exemple : orthoanalyzer®). Une fois le set-up terminé, le logiciel choisit le nombre « sous set-up » nécessaires à la réalisation du mouvement donc autant de modèles nécessaires à la réalisation des gouttières.

Avant impression, il faudra réaliser une « préparation du fichier STL » via un logiciel de transfert vers l'imprimante 3D compatible avec celle-ci. Le logiciel simule le plateau d'impression où se situent les modèles. L'opérateur peut ensuite choisir l'emplacement du ou des modèles sur la plateforme et le nombre selon la capacité du plateau de l'imprimante.

Avant le lancement de l'impression, le logiciel réalise un « slice » de l'objet à imprimer ; c'est un découpage en couche du modèle. Ce découpage est réalisé en rapport avec le type d'imprimante et le type de résine choisi s'il s'agit d'une imprimante par photopolymérisation. Il en résulte un nombre de couches à imprimer qui correspondra au temps d'impression.

Pour exemple, l'imprimante 3D Liquide Crystal HR® (type DPP) ayant une résolution de 100 μm mettra 30 secondes par couche soit environ 2 heures pour imprimer l'objet.

Une fois le modèle imprimé (figure 30), il doit être décollé de la plateforme à l'aide d'une spatule puis traité si nécessaire.



Figure 30: modèle dentaire avec socle imprimé par DPP (38)

Enfin, comme pour le protocole de réalisation d'aligneur sur le modèle en plâtre, la gouttière peut être thermoformée sur le modèle puis découpée.

Le cahier des charges de l'imprimante sera donc :

- La facilité d'utilisation de la machine
- La fiabilité de l'imprimante
- La disponibilité des pièces détachées en cas de panne
- La qualité du service après vente

(Paragraphe réalisé avec l'aide de l'entreprise Machine 3D à Valenciennes, du Docteur Geyselinck Hélène à Valenciennes et du Docteur Decocq Philippe à Roubaix).

1.10.2 Laboratoire ANENKE

ANENKE est un laboratoire français développé en relation avec le MIT qui propose une impression 3D d'appareillages amovibles tels que la gouttière de contention, la plaque de Hawley, l'activateur de classe 2, etc. (figure 31). Ces appareillages sont issus de 2 types d'imprimantes (SLA et DLP) utilisant des matériaux de classe IIa donc biocompatibles et utilisables pour un port prolongé. (47)

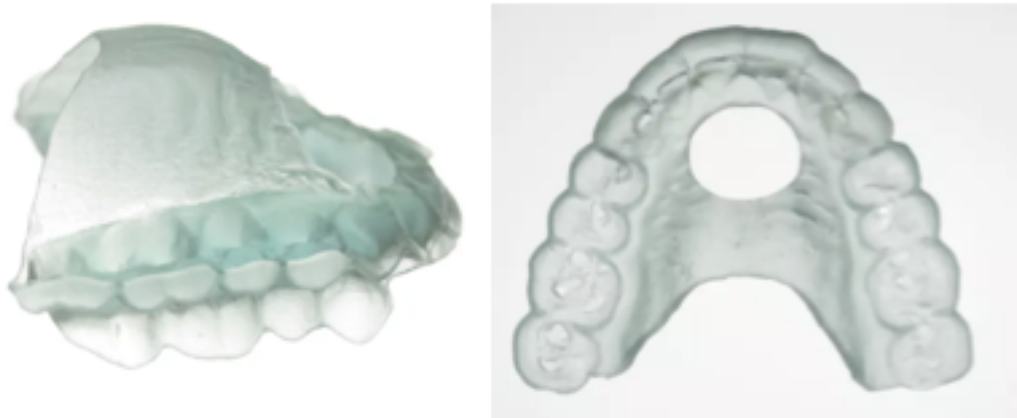


Figure 31 : activateur de classe 2 et plaque de Hawley ANENKE (47)

1.10.3 Réalisation de gouttières pour collage indirect

Le positionnement précis du bracket lors de la phase de collage est une étape-clé du traitement permettant d'anticiper la phase de finition. La technique du collage indirect permet de s'affranchir de l'étape du positionnement, bracket par bracket, en plaçant toutes les attaches dans une gouttière de transfert. Réalisés au laboratoire ou par le praticien, les brackets sont habituellement placés sur le modèle en plâtre puis la gouttière est réalisée (gouttière en silicone ou thermoformée).

Avec l'arrivée des empreintes 3D et de l'imagerie 3D, il devient possible de réaliser sur logiciel le placement des attaches sur un modèle virtuel ainsi que l'impression de la gouttière de transfert.

L'étude de *Ahmed M. EL-TIMAMY and al.* (48) introduit ce nouveau concept à partir d'un modèle virtuel issu d'un cone beam. L'avantage de ce modèle 3D est la visualisation des axes radiculaires permettant un placement optimal du bracket. Cependant, comme dit précédemment, le CBCT doit pouvoir être justifié.

Le logiciel utilisé (ici Mimics image-processing software) permet de placer une gouttière en forme de fer à cheval recouvrant la moitié des attaches. Les indentations aideront au repositionnement. La gouttière est alors imprimée par SLA utilisant comme matériau le polyamide et les brackets sont ensuite insérés dans la gouttière, prête pour le collage indirect. (figure 32)

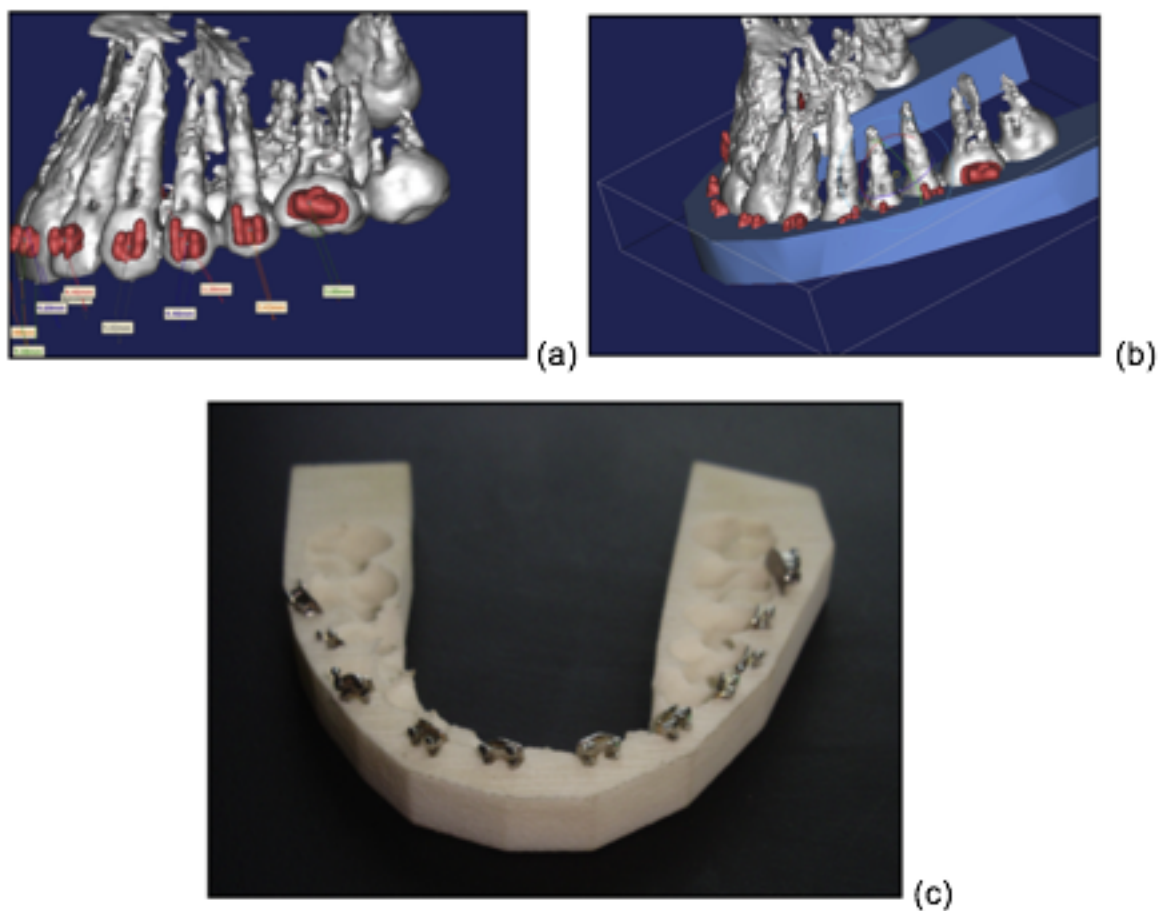


Figure 32 : (a) Modèle 3D avec placement des attaches - (b) Réalisation numérique de la gouttière –
(c) Gouttière imprimée attaches en place (48)

Une autre technique développée par *Fabio CIUFFOLO and al.* (49) s'appuie, elle, sur des modèles numériques issus d'un scan d'empreinte et de gouttières type « jig » (figure 33 et 34).

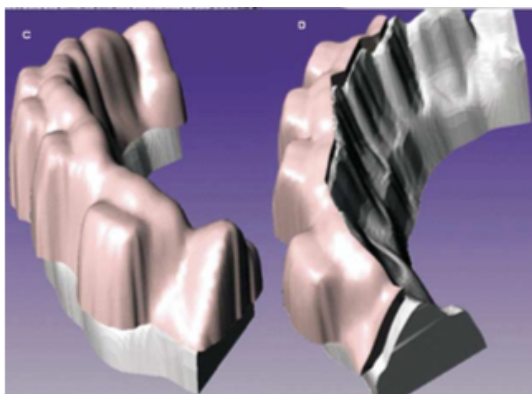


Figure 33 : création de la gouttière virtuelle (49)



Figure 34: collage indirect (49)

1.10.4 Aide à la mise en place des minivis d'ancrage

Les minivis ou mini-implants sont utilisés en orthodontie comme ancrage dentaire à appui osseux de manière directe ou indirecte. Les complications les plus fréquentes sont les fractures et lésions radiculaires lors de la mise en place de la vis. Ceci provient généralement d'une erreur d'axe et de position liée au manque de connaissance de l'anatomie de la zone d'insertion.

Sur l'exemple des guides chirurgicaux en implantologie, certains auteurs montrent un intérêt pour la gouttière chirurgicale adaptée à la minivis orthodontique et indiquée dans les complexes à risques. L'impression d'un guide chirurgical basé sur des images radiologiques tridimensionnelles (CBCT) prend alors tout son sens. (50) (51) (52)

L'étude de *Miu-Ju BAE and al.* (52) dont l'objectif était de comparer la fiabilité du placement de la minivis en utilisant des guides chirurgicaux développés avec des techniques de conception et de fabrication assistée par ordinateur (CFAO), nous propose un protocole intéressant. (figure 35)

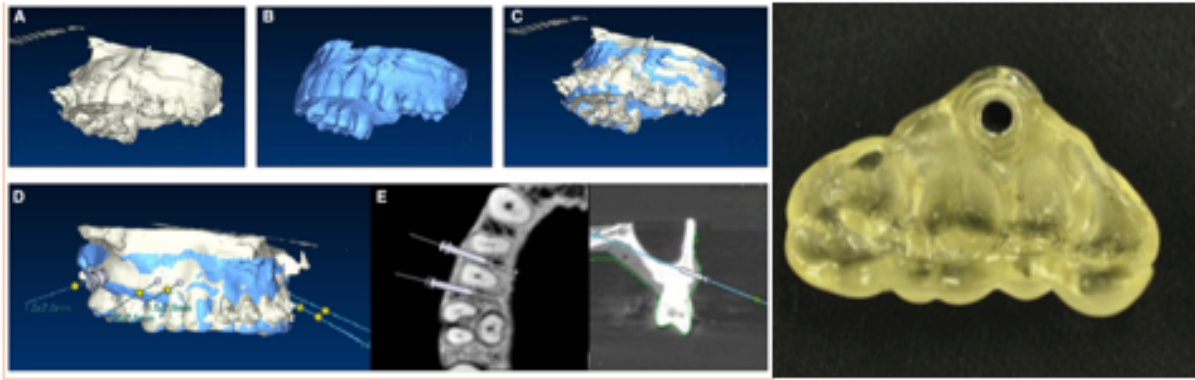


Figure 35 : étapes de réalisation du guide chirurgical pour minivis (52)

Après avoir réalisé un CBCT ainsi qu'une empreinte optique de l'arcade concernée, les fichiers ont été confondus afin d'obtenir un modèle numérique complet. L'insertion des minivis peut alors être simulée sur les images en coupes du CBCT et la gouttière sera créée puis imprimée par SLA. Après pose des minivis, un second examen radiologique est effectué. Les résultats ont montré que, pour 25 vis posées, il existe une différence angulaire médiane de $3,14^{\circ}(1.02^{\circ}-10.9^{\circ})$. Concernant la position mésiodistale dans le plan coronal et apical, elle varie respectivement de 0,29 mm (0.03-0.73 mm) et 0,21 mm (0.03-0.97 mm) et aucune racine n'a été touchée.

1.10.5 Aide au diagnostic et à la planification chirurgicale dans le cas de canines maxillaires incluses

La canine maxillaire incluse est une situation clinique souvent complexe, nécessitant une planification chirurgicale avec localisation précise de la dent concernée et ses rapports avec les éléments anatomiques adjacents.

JORGE FABER *et al.* (53) développent dans un rapport de cas une technique d'aide au diagnostic et de planification chirurgicale une fois de plus basée sur l'imagerie 3D et l'impression 3D. En effet, grâce à l'imagerie 3D et son exportation vers un fichier STL après élimination des tissus osseux et muqueux, un modèle 3D est imprimé par PolyJet. Ce sera un outil de communication avec le chirurgien et le patient, une aide pré et per-opératoire, mais permettra aussi de réaliser une attache personnalisée à la dent incluse (figure 36 et 37). Cette technique peut être utilisée pour toute autre chirurgie.

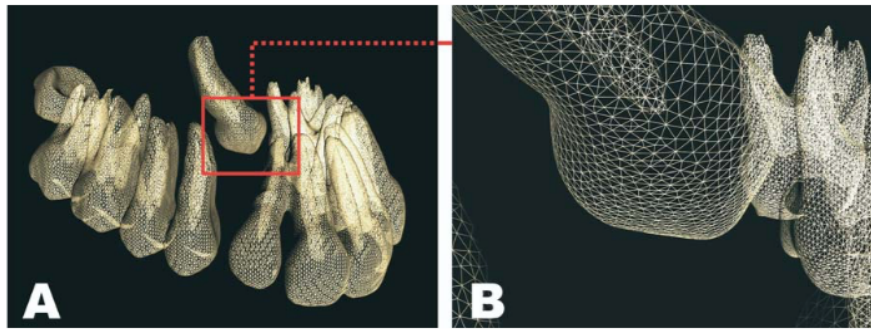


Figure 36 : fichier STL après élimination des structures (53)

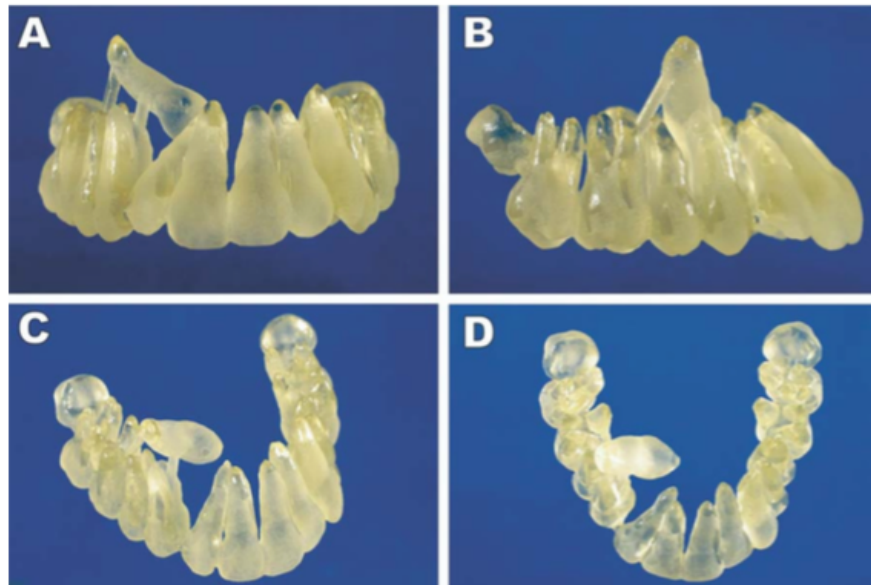


Figure 37 : modèle imprimé (a) vue frontale (b) vue latérale (c) vue 3/4 (d) vue supérieure (53)

1.10.6 Apport en chirurgie orthognatique : les gouttières chirurgicales

Lors de la préparation d'un cas ortho-chirurgical, l'occlusion obtenue grâce au repositionnement des bases osseuses pendant la chirurgie est une étape cruciale du traitement. Afin que le repositionnement soit optimal, le chirurgien utilise un guide chirurgical tridimensionnel ou « gouttière chirurgicale ».

La réalisation de gouttières chirurgicales passe par une série de procédures qui requièrent sens clinique et compétences techniques. (54) (55)

Les gouttières chirurgicales sont habituellement réalisées sur des modèles en plâtre montés sur articulateur, simulant le mouvement réalisé par le chirurgien. Grâce à la démocratisation de l'impression 3D et à la possibilité d'une planification informatique des chirurgies orthognatiques, il est aujourd'hui possible de réaliser des gouttières de

repositionnement par impression 3D à partir d'un scanner ou cone beam du patient. Un articulateur virtuel replace les bases osseuses en position de classe I squelettique puis la création d'une gouttière virtuelle pourra être réalisée et imprimée.

Les étapes nécessaires à la confection de gouttières virtuelles sont les suivantes : (54)

- Acquisition 3D du complexe maxillo-mandibulaire, en relation centrée et sans intercuspidation maximale, afin de permettre la segmentation des arcades maxillaire et mandibulaire sur le modèle virtuel. Cette étape peut être réalisée par tomodensitométrie (TDM) ou cone-beam (CBCT) ;
- Acquisition 3D des surfaces occlusales du patient. Cette étape nécessite une empreinte optique des arcades dentaires ;
- Inclusion (« matching ») de l'enregistrement occlusal sur le TDM ou CBCT du patient, afin d'obtenir une définition maximale de l'occlusion dentaire ;
- Utilisation d'un articulateur virtuel repositionnant les surfaces occlusales maxillaire et mandibulaire en articulé de classe I dentaire après segmentation des arcades maxillaire et mandibulaire ;
- Création d'une gouttière virtuelle reproduisant la position relative corrigée des arcades maxillaire et mandibulaire ;
- Impression tridimensionnelle de la gouttière sur imprimante 3D, en utilisant un matériau biocompatible.

Dans l'article intitulé *Clinical experiences of digital model surgery and the rapid-prototyped wafer for maxillary orthognathic surgery*, BONG CHUL KIM et al. ont pour objectif d'évaluer la précision des gouttières chirurgicales imprimées pour les mouvements maxillaires durant la chirurgie orthognathique bimaxillaire de 55 patients traités dans le service de chirurgie maxillo-faciale de l'université de Yonsei à Séoul (Corée du Sud). Les patients ont reçu des empreintes en polyvinylsiloxane qui ont été coulées au plâtre et montées sur articulateurs afin de réaliser un guide chirurgical manuellement (groupe 1). Ces derniers ont été scannés afin d'obtenir des modèles digitaux montés sur un articulateur numérique (figure 38). Après réalisation du guide digital et impression, la précision de celui-ci est vérifiée en montant sur articulateur classique les modèles en plâtre grâce au guide chirurgical (groupe 2). Grâce à des repères réalisés sur les modèles, les groupes ont pu être comparés. D'après les

auteurs, il n'y a pas eu de différences significatives entre les guides réalisés manuellement et les guides réalisés par impression 3D.

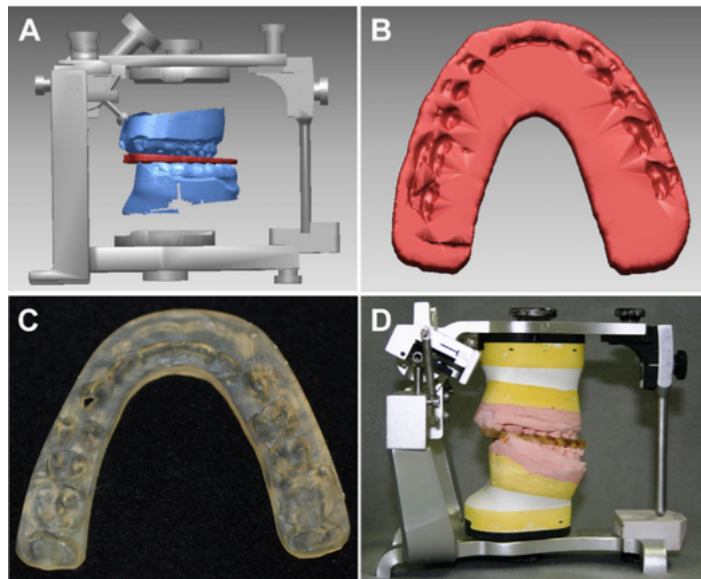


Figure 38 : guide chirurgical issu de modèles digitaux (A) la cire occlusale est obtenue grâce à la relation interocclusale des modèles digitaux sur articulateur virtuel (B) guide chirurgical virtuel (C) guide chirurgical imprimé par impression 3D type SLA (D) vérification de la précision du guide sur modèles en plâtre monté sur articulateur (55)

De nombreuses études décrivant des techniques de réalisation de gouttières chirurgicales ont été réalisées mais il n'existe pas de consensus concernant les étapes de réalisation de celles-ci. La trilogie empreinte optique, imagerie et impression offre de nombreuses possibilités de développement et pourrait être une aide précieuse au praticien.

Perspectives et conclusion

Le concept du flux numérique continu qui consiste à ne plus passer par une étape de laboratoire et à minimiser les erreurs en conservant le même fichier informatique se développe de plus en plus dans la pratique orthodontique.

Grâce aux nombreuses études disponibles, la fiabilité de l’empreinte optique et du modèle numérique n’est plus à démontrer.

L’impression 3D met fin au flux numérique rendant physique le modèle virtuel. Cette révolution séduit de plus en plus de praticiens à la recherche de nouvelles technologies. Cependant, peu d’études existent concernant la fiabilité du modèle issu de l’impression 3D. De plus, cette technique nécessite au cabinet un technicien formé et assidu.

Alain BERY a imaginé en 1985 dans un article intitulé « ortho-fiction » l’orthodontie du futur. Le cabinet d’orthodontie est alors un building géré informatiquement, l’empreinte optique y trouve sa place ainsi que l’impression 3D « d’arcs en matériau transparent comportant toutes les informations nécessaires au déplacement dentaire » et les traitements orthodontiques ont une durée de trente minutes... (56)

En orthodontie, la réalité dépasse souvent la fiction. Depuis des décennies, la numérisation et l’imagerie 3D a permis une approche plus précise du diagnostic et de la prise en charge du patient. L’empreinte optique tend à remplacer l’empreinte traditionnelle en alginate et l’impression 3D le plâtre. Mais la révolution numérique pousse à une prise en charge du patient assistée informatiquement allant parfois jusqu’à supprimer le rôle du praticien. Il faudra donc veiller à garder un sens critique et une réflexion clinique afin de ne pas dériver vers l’orthodontie « facile ».

Aujourd’hui, le temps de fabrication reste un frein majeur au développement de l’impression 3D. Une société américaine, Carbon3D®(57), a développé une technologie qui s’inspire de la stéréolithographie permettant de d’imprimer des objets 25 à 100 fois plus rapidement que n’importe quelle autre imprimante(58). Appelée CLIP pour « Continuous Liquid Interface Production », cette imprimante polymérise la résine liquide à l’aide d’un laser ultraviolet dans un environnement dont la teneur en oxygène est contrôlée. Disponible en tant qu’imprimante professionnelle, cette nouvelle technologie nous laisse des perspectives d’avenir pour l’imprimante

personnelle, avec l'espoir de pouvoir un jour permettre l'impression directe d'appareillages au cabinet

Références bibliographiques

1. Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J.* déc 2015;219(11):521-9.
2. Roger B, Roger J-B. Apports de l'impression numérique 3D en ODF. *Rev Orthopédie Dento-Faciale.* 1 juin 2016;50(3):229-36.
3. Berchon M, Luyt B. L'impression 3D. Editions Eyrolles; 2014. 231 p.
4. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. *J Dent Shiraz Iran.* mars 2015;16(1):1-9.
5. CNIF. GUIDE DE LA CFAO DENTAIRE [Internet]. [cité 18 juill 2017]. Disponible sur: <http://www.cnifpd.fr/guidecfao/index.html>
6. Lecocq G. Les caméras intra-orales : choix et intégration au cabinet. *Rev Orthopédie Dento-Faciale.* 1 juin 2016;50(3):223-8.
7. Coblenz J-F. Empreintes numériques : mythes et réalité quotidienne. *Orthod Fr.* 1 mars 2012;83(1):81-92.
8. Jordana F, Colat-Parros J. Substances à empreinte. [Httpwwwem-Premiumcomdoc-Distantuniv-Lille2frdatatraitesod123-83312](http://www.em-premium.com/doc-distant.univ-lille2.fr/data/traitesod123-83312) [Internet]. 28 janv 2017 [cité 12 juill 2017]; Disponible sur: <http://www.em-premium.com/doc-distant.univ-lille2.fr/article/1102683>
9. Blued'IS [Internet]. [cité 19 sept 2017]. Disponible sur: <http://www.bluedis.fr/>
10. Grünheid T, McCarthy SD, Larson BE. Clinical use of a direct chairside oral scanner: an assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* nov 2014;146(5):673-82.
11. Makdissi J. L'utilisation du conebeam en orthodontie : la situation actuelle. *Int Orthod.* mars 2013;11(1):1-20.
12. Pin N, Sonke F, Layole M-C. Le « cone beam » : état de l'art et perspectives. [Httpwwwem-Premiumcomdatarevues19597568unassignS1959756813000461](http://www.em-premium.com/data/revues/19597568/unassignS1959756813000461) [Internet]. 5 juill 2013 [cité 9 févr 2017]; Disponible sur: <http://www.em-premium.com/article/819294?redirectTo=EM>
13. Swennen GRJ, Mommaerts MY, Abeloos J, De Clercq C, Lamoral P, Neyt N, et al. A cone-beam CT based technique to augment the 3D virtual skull model with a detailed dental surface. *Int J Oral Maxillofac Surg.* janv 2009;38(1):48-57.
14. Kim J, Heo G, Lagravère MO. Accuracy of laser-scanned models compared to plaster models and cone-beam computed tomography. *Angle Orthod.* mai 2014;84(3):443-50.
15. Pin N, Sonke F, Layole M-C. Le « cone beam » : état de l'art et perspectives. [/data/revues/19597568/v34i4/S1959756813000461/](http://www.em-consulte.com/en/article/823557) [Internet]. 18 juill 2013 [cité 6 sept 2017]; Disponible sur: <http://www.em-consulte.com/en/article/823557>
16. Felizardo R, Thomas A, Foucart J-M. Techniques radiographiques utiles en orthodontie. *Orthod Fr.* 1 mars 2012;83(1):11-22.
17. Choi J-Y, Song K-G, Baek S-H. Virtual model surgery and wafer fabrication for orthognathic surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* déc 2009;38(12):1306-10.
18. Steinbacher DM. Three-Dimensional Analysis and Surgical Planning in Craniomaxillofacial Surgery. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* déc 2015;73(12 Suppl):S40-56.
19. Uechi J, Okayama M, Shibata T, Muguruma T, Hayashi K, Endo K, et al. A novel method for the 3-dimensional simulation of orthognathic surgery by using a multimodal image-fusion technique. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const*

Soc Am Board Orthod. déc 2006;130(6):786-98.

20. Rangel FA, Maal TJJ, Bronkhorst EM, Breuning KH, Schols JGJH, Bergé SJ, et al. Accuracy and reliability of a novel method for fusion of digital dental casts and Cone Beam Computed Tomography scans. *PloS One*. 2013;8(3):e59130.
21. Barone S, Paoli A, Razionale AV. Creation of 3D Multi-Body Orthodontic Models by Using Independent Imaging Sensors. *Sensors*. 5 févr 2013;13(2):2033-50.
22. Edward lin. Using cone beam technology in orthodontics edward lin - Recherche Google. *Orthod Pract US* [Internet]. [cité 26 juin 2017];1(1). Disponible sur: https://www.google.fr/search?q=Using+cone+beam+technology+in+orthodontics+edward+lin&ie=utf-8&oe=utf-8&client=firefox-b-ab&gfe_rd=cr&ei=iDNRWZKDIaTS8AfJlryIAQ
23. Camardella LT, Rothier EKC, Vilella OV, Ongkosuwito EM, Breuning KH. Virtual setup: application in orthodontic practice. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie OrganOfficial J Dtsch Ges Kieferorthopädie*. 5 sept 2016;
24. Fleming PS, Marinho V, Johal A. Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: a systematic review. *Orthod Craniofac Res*. févr 2011;14(1):1-16.
25. Petitpas L. Cas clinique: Augmentation de l'efficacité et du contrôle dans les procédures d'orthodontie en techniques numériques : à propos d'un cas. *Rev Orthopédie Dento-Faciale*. 1 juin 2016;50(3):345-56.
26. Lecocq G. Digital impression-taking: Fundamentals and benefits in orthodontics. *Int Orthod Collège Eur Orthod*. juin 2016;14(2):184-94.
27. Im J, Cha J-Y, Lee K-J, Yu H-S, Hwang C-J. Comparison of virtual and manual tooth setups with digital and plaster models in extraction cases. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. avr 2014;145(4):434-42.
28. Santoro M, Galkin S, Teredesai M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Comparison of measurements made on digital and plaster models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1 juill 2003;124(1):101-5.
29. Akyalcin S, Dyer DJ, English JD, Sar C. Comparison of 3-dimensional dental models from different sources: diagnostic accuracy and surface registration analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. déc 2013;144(6):831-7.
30. Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi CL. Diagnostic accuracy and measurement sensitivity of digital models for orthodontic purposes: A systematic review. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. févr 2016;149(2):161-70.
31. Barreto MS, Faber J, Vogel CJ, Araujo TM. Reliability of digital orthodontic setups. *Angle Orthod*. mars 2016;86(2):255-9.
32. ORMCO - FRANCE : Insignia « ORMCO [Internet]. [cité 4 oct 2017]. Disponible sur: <http://www.ormco.fr/produits/digital-produits/insignia/>
33. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*. janv 2012;28(1):3-12.
34. Camardella LT, Vilella OV, Hezel MM van, Breuning KH. Accuracy of stereolithographically printed digital models compared to plaster models. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie*. 30 mars 2017;1-9.
35. CAMPBELL, T. A., WILLIAMS, Christopher, IVANOVA, Olga, et al. Could 3D Printing Change the World? Technologies, Potential and Implications of Additive Manufacturing, Strategic Foresight. *Atl Counc*. 2011;
36. Quelles différences entre les technologies SLA et DLP ? [Internet]. *MakerShop*. 2017 [cité 19 juill 2017]. Disponible sur: <https://www.makershop.fr/blog/comparaison-technologies-sla-dlp/>
37. Technologie PolyJet | Stratasys [Internet]. [cité 26 juill 2017]. Disponible sur:

- <http://www.stratasys.com/fr/imprimantes-3d/technologies/polyjet-technology>
38. Imprimante 3d, scanner 3d, impression 3d, scan 3d, CNC | Machines-3d [Internet]. www.machines-3d.com. [cité 3 oct 2017]. Disponible sur: <https://www.machines-3d.com>
 39. 3DP - Technologie d'impression 3D | 3Dilla [Internet]. [cité 20 juill 2017]. Disponible sur: <http://fr.3dilla.com/imprimante-3d/three-dimensional-printing/>
 40. Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *Int J Adv Manuf Technol*. 1 juin 2006;29(3-4):317-35.
 41. van der Meer WJ, Vissink A, Ren Y. Full 3-dimensional digital workflow for multicomponent dental appliances: A proof of concept. *J Am Dent Assoc* 1939. avr 2016;147(4):288-91.
 42. Keating AP, Knox J, Bibb R, Zhurov AI. A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *J Orthod*. sept 2008;35(3):191-201; discussion 175.
 43. Kasparova M, Grafova L, Dvorak P, Dostalova T, Prochazka A, Eliasova H, et al. Possibility of reconstruction of dental plaster cast from 3D digital study models. *Biomed Eng Online*. 31 mai 2013;12:49.
 44. Hazeveld A, Huddleston Slater JJR, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. janv 2014;145(1):108-15.
 45. Wong BH. Invisalign A to Z. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. mai 2002;121(5):540-1.
 46. Appareil Dentaire Invisible - Invisalign [Internet]. [cité 19 sept 2017]. Disponible sur: <http://www.invisalign.fr/fr/Pages/Home.aspx>
 47. Anenke [Internet]. Anenke. [cité 18 sept 2017]. Disponible sur: <http://www.anenke.com/>
 48. El-Timamy AM, El-Sharaby FA, Eid FH, Mostafa YA. Three-dimensional imaging for indirect-direct bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1 juin 2016;149(6):928-31.
 49. Ciuffolo F, Epifania E, Duranti G, De Luca V, Raviglia D, Rezza S, et al. Rapid prototyping: A new method of preparing trays for indirect bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. janv 2006;129(1):75-7.
 50. Morea C, Hayek JE, Oleskovicz C, Dominguez GC, Chilvarquer I. Precise insertion of orthodontic miniscrews with a stereolithographic surgical guide based on cone beam computed tomography data: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. août 2011;26(4):860-5.
 51. Qiu L, Haruyama N, Suzuki S, Yamada D, Obayashi N, Kurabayashi T, et al. Accuracy of orthodontic miniscrew implantation guided by stereolithographic surgical stent based on cone-beam CT-derived 3D images. *Angle Orthod*. 17 août 2011;82(2):284-93.
 52. Bae M-J, Kim J-Y, Park J-T, Cha J-Y, Kim H-J, Yu H-S, et al. Accuracy of miniscrew surgical guides assessed from cone-beam computed tomography and digital models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1 juin 2013;143(6):893-901.
 53. Faber J, Berto PM, Quaresma M. Rapid prototyping as a tool for diagnosis and treatment planning for maxillary canine impaction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. avr 2006;129(4):583-9.
 54. Bachelet JT, Cluet JY, Chauvel-Picard J, Bouletreau P. La gouttière chirurgicale, place dans la chirurgie orthognathique et perspectives. *Rev Orthopédie Dento-Faciale*. 1 janv 2016;50(1):71-6.
 55. Kim BC, Lee CE, Park W, Kim M-K, Zhengguo P, Yu H-S, et al. Clinical experiences of digital model surgery and the rapid-prototyped wafer for maxillary orthognathic surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. mars 2011;111(3):278-285.e1.
 56. Lacroix S. Orthodontie du futur. *Rev Orthopédie Dento-Faciale*. 1 janv

2017;51(1):15-8.

57. Carbon [Internet]. Carbon. [cité 5 oct 2017]. Disponible sur: <https://www.carbon3d.com/>

58. La technologie CLIP devrait révolutionner l'impression 3D ! [Internet]. 3Dnatives. 2015 [cité 5 oct 2017]. Disponible sur: <https://www.3dnatives.com/clip-revolutionner-impression-3d/>

Table des illustrations

Figure 1 : Dates clés de l'impression 3D (3)	18
Figure 2 : le flux numérique continu (6)	19
Figure 3 : scanner R2000 de chez 3Shape (9)	21
Figure 4 : empreinte traditionnelle numérisée et importée sur le logiciel (7)	21
Figure 5 : la triangulation (6)	23
Figure 6 : projection de franges à lumière (6)	23
Figure 7 : imagerie confocale parallèle (6)	24
Figure 8 : vidéo stéréophotogrammétrique (6)	24
Figure 9 : principe du CBCT comparativement au scanner A. Scanner B.CBCT (15)	26
Figure 10 : planification tridimensionnelle avec déplacement maxillaire et mandibulaire, création d'un guide chirurgical (B1,B2,B4), simulation de la génioplastie (B3) (18)	27
Figure 11 : modèle multi-corps incluant le maxillaire, les tissus gingivaux et les dents	28
Figure 12 : modèle 3D issu de l'empreinte optique et du CBCT(22)	28
Figure 13 : modèle virtuel (25)	29
Figure 14 : le set up : (a) modèles initiaux (b) set up manuel (c) set up numérique (23)	36
Figure 15 : set up numérique grâce au logiciel Orthoanalyzer (9)	36
Figure 16: logiciel de prévisualisation Approver® (32)	38
Figure 17: Jig de collage indirect Insignia® issus de l'impression 3D (32)	38
Figure 18 : Etapes de la fabrication additive (35)	39
Figure 19 : schéma et image d'une imprimante par stéréolithographie (3DL-Max, Blued'IS) (33) (9)	42
Figure 20 : schéma d'une imprimante DLP (36)	43
Figure 21: schéma de l'imprimante Liquid Crystal Hi-Res après impression d'une arcade dentaire (38)	44
Figure 22: imprimante 3D Liquid Crystal Hi-Res type DPP (38)	44
Figure 23: imprimante 3DP (40)	46
Figure 24: imprimante au frittage laser sélectif (40)	47
Figure 25 : imprimante par dépôt de filament fondu (33)	48
Figure 26 : imprimante FDM 3D Ortho S (9)	48
Figure 27: technique d'impression, avantages et inconvénients (1)	50
Figure 28 : modèles en plâtre et ses répliques: modèle issu de l'imprimante Polyjet, DLP et 3D printing(44)	55
Figure 29 : Gouttière Invisalign (46)	58
Figure 30: modèle dentaire avec socle imprimé par DPP (38)	59
Figure 31 : activateur de classe 2 et plaque de Hawley ANENKE (47)	60
Figure 32 : (a) Modèle 3D avec placement des attaches - (b) Réalisation numérique de la gouttière -	61
Figure 33 : création de la gouttière virtuelle (49)	61
Figure 34: collage indirect (49)	62
Figure 35 : étapes de réalisation du guide chirurgical pour minivis (52)	63
Figure 36 : fichier STL après élimination des structures (53)	64
Figure 37 : modèle imprimé (a) vue frontale (b) vue latérale (c) vue 3/4 (d) vue supérieure (53)	64
Figure 38 : guide chirurgical issu de modèles digitaux (A) la cire occlusale est obtenue grâce à la relation interocclusale des modèles digitaux sur	

articulateur virtuel (B) guide chirurgical virtuel (C) guide chirurgical imprimé par impression 3D type SLA (D) vérification de la précision du guide sur modèles en plâtre monté sur articulateur (55)	66
---	----

Th. D. : Chir. Dent. : Lille 2 : Année 2017 – N°:

Apport de l'impression numérique 3D en orthodontie / **RIZZO Mathilde.**- p. (74) : ill. (38) ; réf. (58).

Domaines : Orthopédie dento-faciale

Mots clés Rameau: orthodontie, impression 3D

Mots clés FMeSH: impression tridimensionnelle, orthodontie

Mots clés libres : modèle virtuel, modèle d'étude, imprimante 3D, flux numérique continu

Résumé de la thèse :

Le modèle d'étude fait parti du dossier orthodontique et est un élément indispensable au diagnostic et à l'élaboration d'un plan de traitement.

Aujourd'hui, l'empreinte optique tend à remplacer l'empreinte traditionnelle et l'imprimante 3D le plâtre.

L'impression numérique 3D se développe de plus en plus dans le domaine de l'orthodontie et séduit de nombreux praticiens en quête de nouveauté.

Le but de cette thèse est de montrer les perspectives qu'offrent la numérisation et l'impression 3D dans la pratique actuelle de l'orthodontie.

JURY :

Président : Pr Thomas COLARD

Assesseurs : Dr Emmanuelle BOCQUET

Dr François DESCAMP

Dr Philippe DECOCQ