HAL
open science

Évaluation de la précision de l'impression 3D pour la fabrication de guides chirurgicaux en implantologie

Romain Cade

To cite this version:

Romain Cade. Évaluation de la précision de l'impression 3D pour la fabrication de guides chirurgicaux en implantologie. Sciences du Vivant [q-bio]. 2020. dumas-02893931

HAL Id: dumas-02893931

https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02893931v1

Submitted on 8 Jul 2020

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

université de BORDEAUX

U.F.R des Sciences Odontologiques

Année 2020 Thèse N°25

Thèse pour l'obtention du

DIPLOME d'ETAT de DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par Romain CADE

Né le 23.04.1994 à Lyon

Le 22/06/2020

Évaluation de la précision de l'impression 3D pour la fabrication de guides chirurgicaux en implantologie

Sous la direction de

Pr Sylvain CATROS

Membres du jury :

Président	M. ELLA Bruno	Professeur des Universités
Directeur	M. CATROS Sylvain	Professeur des Universités
Rapporteur	M. NAVEAU Adrien	Maitre de Conférences des Universités
Assesseur	M. ROUZE L'ALZIT François	Assistant Hospitalo-Universitaire

UNIVERSITE DE BORDEAUX

MAJ
02/12/2019

Président	M. TUNON DE LARA Manuel
Directeur de Collège des Sciences de la Santé	M. PELLEGRIN Jean-Luc

COLLEGE DES SCIENCES DE LA SANTE
UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE DES SCIENCES ODONTOLOGIQUES

Directrice	Mme BERTRAND Caroline	58-01
Directeur Adjoint à la Pédagogie	Mr DELBOS Yves	56-01
Directeur Adjoint – Chargé de la Recherche	M. CATROS Sylvain	57-01
Directeur Adjoint – Chargé des Relations Internationales	M.SEDARAT Cyril	57-01

ENSEIGNANTS DE L'UFR

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

Mme	Caroline	BERTRAND	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Marie-José	BOILEAU	Orthopédie dento-faciale	56-01
M	Sylvain	CATROS	Chirugie orale	57-01
M	Raphaël	DEVILLARD	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
Mme	Véronique	DUPUIS	Prothèse dentaire	58-01
M.	Bruno	ELLA NGUEMA	Sciences anatomiques et physiologiques - Biomatériaux	58-01
M.	Jean-Christophe	FRICAIN	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-01

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

Mme	Elise	ARRIVÉ	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
Mme	Cécile	BADET	Biologie Orale	57-01
M.	Etienne	BARDINET	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Michel	BARTALA	Prothèse dentaire	58-01
M.	Cédric	BAZERT	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Christophe	BOU	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
Mme	Sylvie	BRUNET	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-01
M.	Jacques	COLAT PARROS	Sciences anatomiques et physiologiques	58-01
M,	Jean-Christophe	COUTANT	Sciences anatomiques et physiologiques	58-01
M.	François	DARQUE	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	François	DE BRONDEAU	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Yves	DELBOS	Odontologie pédiatrique	56-01
M,	Emmanuel	D'INCAU	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Elsa	GAROT	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Dominique	GILLET	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
Mme	Olivia	KEROUREDAN	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
M.	Jean-François	LASSERRE	Prothèse dentaire	58-01
M.	Yves	LAUVERJAT	Parodontologie	57-01
Mme	Odile	LAVIOLE	Prothèse dentaire	58-01
M.	Jean-Marie	MARTEAU	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-01
Mme	Javotte	NANCY	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Adrien	NAVEAU	Prothèse dentaire	58-01

M.	Jean-François	PELI	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
M.	Philippe	POISSON	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
M.	Patrick	ROUAS	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Johan	SAMOT	Biologie Orale	57-01
Mme	Maud	SAMPEUR	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Cyril	SEDARAT	Parodontologie	57-01
Mme	Noélie	THEBAUD	Biologie Orale	57-01
M.	Eric	VACHEY	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01

AUTRES ENSEIGNANTS

Mme	Audrey	AUSSEL	Sciences anatomiques et physiologiques	58-01
M.	Cédric	FALLA	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
M.	François	ROUZÉ L'ALZIT	Prothèse dentaire	58-01

ASSISTANTS

Mr	Bastien	BERCAULT	Chirurgie Orale	57-01
Mme	Mathilde	BOUDEAU	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	Wallid	BOUJEMAA AZZI	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Melle	Camille	BOULÉ-MONTPEZAT	Odontologie pédiatrique	56-01
Mlle	Anaïs	CAVARE	Orthopédie dento-faciale	56-01
M	Hubert	CHAUVEAU	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme	Virginie	CHUY	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
M	Pierre-Hadrien	DECAUP	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Severine	DESCAZEAUX	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme	Julia	ESTIVALS	Odontologie pédiatrique	56-01
Mme	Mathilde	FENELON	Chirurgie Orale	57-01
Mme	Agathe	GREMARE	Biologie orale	57-01
Mr	Louis	HUAULT	Fonction/dysfonctions, imagerie, biomatériaux	58-01
Mme	Mathilde	JACQUEMONT	Parodontologie	57-01
Mme	Clémence	JAECK	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Claudine	KHOURY	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
Mme	Camille	LACAULE	Orthopédie dento-faciale	56-01
Mr	Antoine	LAFITTE	Orthopédie dento-faciale	56-01
M	Adrien	LASTRADE	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Aude	MENARD	Prothèse dentaire	58-01
M	Florian	PITEU	Prothèse dentaire	58-01
M	Antoine	POPELUT	Parodontologie	57-01
Mr	Thibaut	ROULLAND	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Rawen	SMIRANI	Parodontologie	57-01
Mr	Clément	VACHEY	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M	Paul	VITIELLO	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Sophia	ZIANE	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01

REMERCIEMENTS

À notre Président de thèse

Monsieur le Professeur Bruno ELLA NGUEMA

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Sous-section Sciences anatomiques et physiologiques - Biomatériaux 58-01

Je vous remercie de l'honneur que vous me faites en acceptant de présider le jury de cette thèse. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de ma gratitude et de mon profond respect.

A notre Directeur de thèse

Monsieur le Pr Sylvain CATROS

Professeur des Universités et directeur adjoint chargé de la recherche

Sous-section Chirurgie orale 57-01

Je vous remercie de l'honneur que vous me faites en acceptant de diriger ma thèse. Je vous remercie pour votre disponibilité, votre gentillesse, ainsi que les enseignements théoriques et pratiques que vous m'avez apportés lors de ma formation hospitalo-universitaire.

Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de ma reconnaissance et de mon profond respect.

À notre Rapporteur de thèse

Monsieur le Docteur Adrien NAVEAU

Maitre de conférences des Universités

Sous-section Prothèse Dentaire 58-01

Je vous remercie d'avoir accepté de réaliser le rapport de ce travail, pour votre aide et votre disponibilité, et pour l'enseignement que vous m'avez apporté en clinique.

Veuillez trouver ici toute l'expression de ma reconnaissance.

À notre Assesseur

Monsieur le Docteur François ROUZE L'ALZIT

Assistant Hospitalo-Universitaire

Sous-section Prothèse Dentaire 58-01

Je vous remercie d'avoir accepté de participer à ce jury de thèse. Je vous remercie infiniment pour votre gentillesse, votre patience et votre désir de partager vos connaissances pendant les années cliniques que nous avons passées ensemble à Pellegrin.

Veuillez trouver dans cette thèse, toute l'estime et le profond respect que je vous porte.

J'aimerais également remercier toutes les personnes qui ont contribué à la réalisation et l'écriture de cette thèse.

Aux laboratoires de prothèse HTD et ProTech à Toulouse ainsi que Lise CHAGOT, merci d'avoir pris un peu de votre temps pour fabriquer les guides dont j'avais besoin pour mener cette étude.

A Pascal MARSEILLE, merci pour votre gentillesse et votre disponibilité qui m'ont été d'une précieuse aide notamment lors de l'étape de scannage des guides.

A Matteo MEGLIOLI, merci pour tes réponses à mes interrogations concernant l'impression 3D et tes conseils avisés sur la manipulation d'un logiciel 3D. J'espère que les examens sur lesquels tu bossais se sont bien passés !

A Christophe BOU, merci de la bienveillance et de l'intérêt porté à ma thèse. Nos rencontres à la fac m'ont permis de comprendre (un peu mieux) comment fonctionnent les statistiques.

A mes parents, merci du fond du cœur pour tout le soutien et l'amour que vous m'avez apporté durant toutes ces années. Merci pour toutes les valeurs que vous m'avez transmises ainsi que pour tout le reste. Je vous dédie cette thèse en témoignage de mon éternelle reconnaissance, je vous aime.

A ma petite sœur, merci pour tous ces fous rires et tous ces pleurs (notamment le dernier en date qui concernait l'annonce de ton mariage). Encore félicitations, je te souhaite la vie la plus heureuse possible avec Edouard.

A mon grand frère, merci pour ton soutien et cette complicité que je partage avec toi depuis le début. Tu as été un modèle pour moi sur beaucoup de points (mais pas sur celui de prendre une douche rapidement ahah).

A mes grands-parents, merci pour votre sagesse, votre bienveillance et tous les souvenirs que je partage avec vous qui me resteront pour toujours.

A mon Parrain, pour toutes ces inventions foireuses construites à l'OP. SASHIPA !

A ma Marraine, merci pour tous ces moments passés ensembles.

A mes cousins, cousines avec qui j'ai partagé tant de bons moments en famille.

Merci à tous mes amis grâce auxquels j'ai pu passer les meilleures années de ma vie.

A Martin, caractère complètement opposé mais alchimie qui fonctionne depuis le CE2. Merci pour ton insouciance et ton sens de l'organisation (ahah) qui nous font vivre des moments incroyables. Prépares tes affaires de nouvelles aventures nous attendent !

A Sarah, merci d'illuminer mes jours même lorsqu'il fait nuit ♥

A Teva, Mauruuru pour ce magnifique voyage à l'autre bout du monde et pour tous les bons moments et soirées qu'on a passé (mention spéciale pour la sortie de la suite). A toutes les branlées que tu as pris à Fifa aussi ;)

A Adrien et Quentin, ce binôme insupportable que j'aime tant.

A Momo, la maniaquerie n'est jamais finie !

A Juju, pour ce magnifique retour de Garo. Peux-tu me prêter ton rire aussi stp ?

A Dame Baraille, merci d'apporter un peu de classe et d'allure à ce groupe.

A Titi, l'enfant par adoption qui sera bientôt PDG d'une grande entreprise, mais laquelle ?

A Clo et Eme, notre binôme d'ortho exilé à Montpellier.

A tous mes binômes de clinique, Larri, Patxi, Tomtom (let's go Roger), Carolane, Brandon (souvenirs de la mine au 18 le lundi aprèm).

Merci à vous les copains, toutes ces révisions (il y en a eu un peu), tous ces voyages (il y en a eu beaucoup) remplissent ma boite à souvenirs qui ne demande que d'être plus grande avec le temps. Je n'ai que trois mots à vous dire, je vous aime.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION **15**

1. CONTEXTE 15
2. PRODUCTION D'UN MODELE PAR PROTOTYPAGE RAPIDE 16

2.1 Acquisition des données du patient 16

2.2 Traitements des données 17

2.3 Impression de l'objet 18

3. TECHNOLOGIES D'IMPRESSIONS 20

3.1 La Stéréolithographie (SLA) 20

3.2 Le Digital light processing (DLP) 22

3.2 Le système à jet d'encre ou 3DP 23

3.3 Le frittage sélectif laser (Selective Laser Sintering = SLS) 25

3.4 L'impression par dépôt de fil (Fused Deposition Modeling = FDM) 26

4. RESOLUTION, PRECISION ET REPETABILITE EN IMPRESSION 3D 28

MATERIEL ET METHODES **30**

1. FICHIERS STL 30
2. PREPARATION DES GUIDES PAR FABRICATION ADDITIVE 31
3. METHODE DE MESURES 33

RESULTATS **35**

1. COMPARAISON POUR LA JUSTESSE D'IMPRESSION 35

1.2 Intra-imprimante 35

1.2 Inter-imprimante 36

2. COMPARAISON DE LA PRECISION D'IMPRESSION 39

2.1 Intra-imprimante 39

2.2 Inter-imprimante 39

DISCUSSION **41**

CONCLUSION **45**

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Flux numérique en chirurgie implantaire guidée (12) 19

Figure 2 : Schéma procédé de fabrication SLA. (a) SLA Classique, (b) SLA inversé (17) 21

Figure 3 : Schéma procédé de fabrication DLP (17) 22

Figure 4 : Procédé de fabrication à jet d'encre ou 3DP (13) 23

Figure 5 : Procédé de fabrication par jet de matière (MJP) (22) 24

Figure 6 : Procédé de fabrication SLS (13) 25

Figure 7 : Procédé de fabrication FDM (13) 26

Figure 8 : Illustration précision et justesse (23) 28

Figure 9 : Fichiers STL du guide « petite étendue » (à gauche) et « grande étendue » (à droite) 30

*Figure 10 : Caractéristiques des imprimantes 3D utilisées dans notre étude. *Temps approximatif pour le nombre de guides imprimé pour l'étude.* 31

Figure 11: Fichier STL du guide pour la chirurgie de grande étendue utilisé dans le logiciel Geomagic Control X 33

Figure 12: Superposition et résultat après utilisation de la fonction « comparaison 3D » 34

Figure 13: Cartes colorimétriques après superposition des guides 37

Figure 14 : Box plot représentant la moyenne RMS et l'écart type pour chaque imprimante. 38

Figure 15 : Nuage de points représentant la valeur RMS des guides « petits » et « grands » pour les différentes imprimantes. 40

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Caractéristiques des technologies de fabrication additive utilisées pour la fabrication de guides chirurgicaux. 27

*Tableau 2 : Résultats du test de Kruskal-Wallis montrant le degré de significativé (p value) pour chaque imprimante en fonction de la taille de guide imprimé. *>0,05* 36

Tableau 3 : *Moyenne RMS et écart type (en µm) en fonction des imprimantes utilisées et de la taille des guides fabriqués.* 38

INTRODUCTION

1. Contexte

La fabrication additive ou impression 3D a été saluée comme la troisième révolution industrielle car elle a provoqué un changement de paradigme dans la façon dont les objets peuvent être fabriqués. Classiquement, la conversion d'une matière première en un produit utilisable complètement fini et assemblé comprend plusieurs étapes. Ces étapes peuvent être simplifiées en utilisant l'impression 3D, car les produits peuvent être crées directement à partir de la matière première. Depuis son invention il y a une trentaine d'années, elle a trouvé des applications dans différents secteurs comme l'aérospatial, l'automobile ou encore le milieu médical (1).

Lorsqu'elle est combinée avec l'imagerie médicale, l'impression 3D ouvre de nouvelles opportunités. Les applications cliniques de ces technologies émergentes sont étudiées dans beaucoup de spécialités dont la chirurgie orale. La fabrication additive peut être utilisée pour concevoir des modèles en utilisant des données ou images médicales issue du patient (2). Ces modèles peuvent ensuite être utilisés en pré-opératoire pour analyser et planifier des traitements, en per-opératoire, ou encore à visée éducative (3).

En implantologie, le bon placement de l'implant est un pré-requis essentiel pour éviter de léser des structures anatomiques, pour optimiser l'axe de la future prothèse et pérenniser le traitement. Par conséquent, différentes techniques de chirurgie guidée ont été développées notamment grâce à ces technologies de fabrication additive afin de placer les implants dentaires dans la position idéale (4). Il existe à ce sujet plusieurs types de guides chirurgicaux : non contraignant, semi contraignant ou totalement contraignant dit « full guided » (5).

Ce dernier type de guides chirurgicaux permet de contrôler l'angulation du foret, la profondeur et l'emplacement de l'implant. Cela induit une grande précision et une réduction du temps chirurgical, un acte moins invasif et la promotion de résultats prothétiques optimaux. Actuellement, la chirurgie guidée dite « full guided » ou totalement contraignante est considérée comme la technique la plus reproductible pour placer un implant (4).

2. Production d'un modèle par prototypage rapide

Les premiers systèmes de conception et de fabrication assistées par ordinateur (CAO / FAO) reposaient exclusivement sur des méthodes soustractives. Au cours des dernières années, les méthodes additives utilisant le prototypage rapide ont progressé rapidement dans divers domaines dont la dentisterie, car elles ont le potentiel de surmonter les inconvénients connus des techniques soustractives tels que le gaspillage important de matière première, l'usure conséquente des outils de fraisage ou encore les problèmes d'ajustage (6).

Le prototypage rapide ou fabrication additive ou impression 3D est un processus comprenant plusieurs étapes dans lequel la pièce finale souhaitée est fabriquée en ajoutant plusieurs couches de matériau les unes sur les autres.

Semblable à la procédure de fabrication de modèle utilisée dans d'autres domaines médicaux, la fabrication d'un guide chirurgical en implantologie se décompose en trois parties :

- Acquisition de données du patient
- Traitement des données
- Fabrication du modèle

2.1 Acquisition des données du patient

L'acquisition des données du patient est la première étape pour fabriquer un guide par impression 3D. Différentes méthodes d'imagerie sont disponibles pour obtenir une reconstruction 3D du massif cranio-facial. Alors que l'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une méthode d'acquisition plutôt indiquée pour les tissus mous, la tomodensitométrie (CT) ou la tomographie par faisceaux de cône (CBCT = Cone Beam Computed Tomography) sont plus utilisées pour les tissus durs (1,7).

En implantologie, le CBCT est l'imagerie de choix. En effet, il fournit des images de résolution submillimétrique de haute qualité avec un temps de balayage court et une dose de rayonnement réduite jusqu'à quinze fois inférieure à celle du scanner multi-coupes (MSCT) (1,7). L'image est obtenue en couches transversales. Étant donné que la qualité de l'image

radiographique joue un rôle important dans la fabrication du produit final, l'épaisseur optimale de chaque couche obtenue doit être au maximum de 1mm (1).

L'acquisition radiographique doit être complétée par une imagerie surfacique, obtenue soit par une empreinte numérique intra-orale, soit par une empreinte physique de la situation clinique (numérisée à posteriori au laboratoire) (8,9).

Utilisés conjointement, ces deux types d'imagerie diagnostique permettent d'acquérir un ensemble de données d'un patient virtuel pour la planification sur ordinateur du positionnement des implants pour la chirurgie guidée (10).

2.2 Traitements des données

Le logiciel de planification implantaire va ensuite être utilisé pour fusionner les données acquises du patient et permettre la visualisation simultanée et détaillée de la denture restante, du tissu dur cranio-facial sous-jacent et de la position virtuelle du futur implant.

Les technologies d'imagerie médicale sont généralement utilisées pour visualiser les configurations des os, des organes et des tissus ; mais elles permettent également d'exporter des images numérisées et des informations supplémentaires comme le contexte et les paramètres d'acquisition. Ces fichiers sont alors stockés sous un format qui permet de standardiser et de faciliter les échanges d'images radiographiques entre les machines des différents constructeurs : le format DICOM (Digital Imaging and COmunication in Medicine) (11).

Ces données DICOM permettent enfin de convertir des images numérisées vers un autre format de fichier appelé .STL qui est le format d'impression 3D universellement accepté (12). Il a été inventé par un des fondateurs de 3D Systems dans les années 1980, et est devenu le format de référence pour la fabrication additive qu'importe les techniques d'impression. Il s'agit d'un nuage de point reliés entre eux créant un maillage décrivant uniquement la géométrie de surface de l'objet.

2.3 Impression de l’objet

Enfin, le modèle virtuel 3D au format de fichier STL est transféré au système d’impression et la fabrication commence. Il est construit couche par couche. La précision dimensionnelle de l'objet sur son axe vertical dépend de l'épaisseur de chaque couche, qui peut varier de quelques microns à un millimètre, en fonction de l'imprimante, du matériau et de la complexité de l'objet (1).

Après la fabrication du modèle, celui-ci doit être évalué et validé par l'équipe et en particulier par les chirurgiens, afin de garantir sa précision. De plus, selon le mode de fabrication ou l'utilisation du modèle, il peut exister des étapes supplémentaires aux cours desquelles les modèles obtenus vont recevoir un traitement particulier afin d’améliorer les propriétés mécaniques comme la résistance (13). Ils peuvent aussi dans certains cas (comme en implantologie) être stérilisés avant l’intervention (12).

Le choix de la technologie de fabrication additive dépend donc de l’application souhaitée. Chaque système d’impression 3D possède des avantages et des limites, il est donc nécessaire une technique d’impression appropriée pour répondre aux diverses exigences d’une application médicale comme la précision, l’état de surface, le coût, l’aspect visuel des structures internes, le nombre de couleurs dans le modèle, la résistance, la disponibilité des matériaux et les propriétés mécaniques.

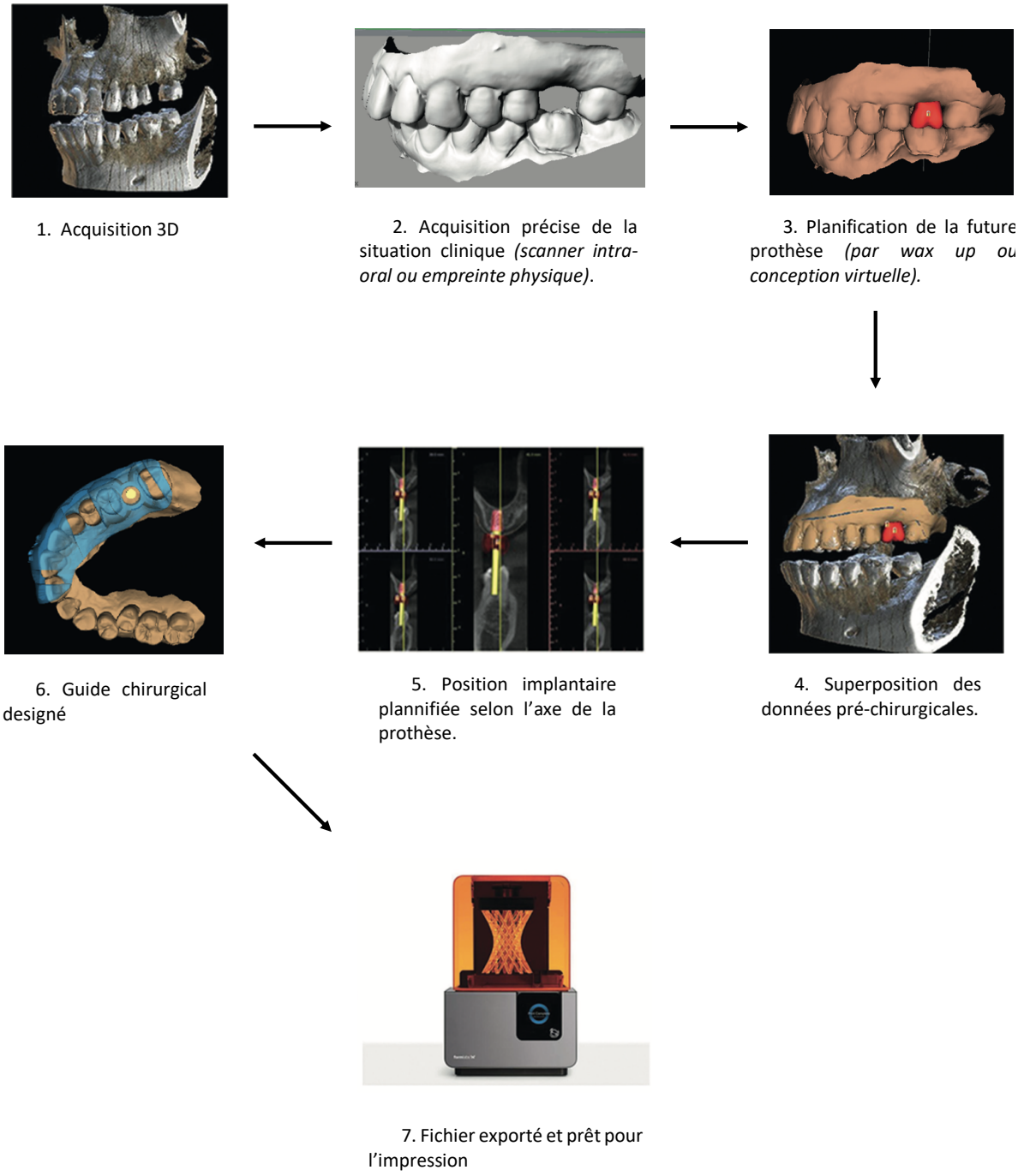

Figure 1 : Flux numérique en chirurgie implantaire guidée (14)

3. Technologies d'impressions

Les technologies d'impression 3D les plus utilisées pour fabriquer des guides chirurgicaux en implantologie dentaire sont la stéréolithographie (SLA), le Digital Light Processing (DLP), le système à jet d'encre (Inkjet) et son dérivé (Polyjet®). Il existe cependant de nombreuses autres technologies de fabrication additive telles que le frittage sélectif laser (SLS), le three dimensionnal printing (3DP) ou encore l'impression par dépôt de fil (FDM). Bien que divers matériaux puissent être utilisés avec ces technologies, les plastiques, les matériaux à base de résine ou de plastique sont les matériaux les plus couramment employés pour notre application en odontologie (15,16). Chen et al. ont utilisé dans une étude récente la technologie DMP (Direct Metal Printing) pour fabriquer des guides chirurgicaux en Co-Cr. Cependant, cette technologie reste encore peu utilisée pour cette application car le coût de fabrication reste très supérieur aux guides réalisés en résine et sa mise en œuvre est plus complexe (16).

3.1 La Stéréolithographie (SLA)

Le terme Stéréolithographie (SLA) a été introduit pour la première fois en 1986 par Charles W. Hull, qui le définissait comme une méthode basée sur la photopolymérisation d'une résine monomère liquide pour la fabrication de pièces solides (17).

Un appareil SLA est généralement constitué d'une cuve remplie de résine liquide (résine acrylique ou époxy), d'une plateforme élévatrice mobile à l'intérieur de la cuve, d'un laser ultraviolet et d'une plateforme fixe. La couche superficielle de résine est durcie de manière sélective par le faisceau laser, en suivant le trajet défini par le modèle de découpage en tranches. Après avoir créé une couche, la plateforme mobile est abaissée dans la cuve, puis le traçage du faisceau laser est répété. Ce processus se poursuit couche par couche jusqu'à la fin de la fabrication de la pièce (12).

La technologie SLA permet une finition de surface lisse et une grande précision dans la construction des pièces. Cependant, il existe des inconvénients : d'un part, un « post traitement » étape pendant laquelle les supports ainsi que les résidus de résine doivent être

enlevés grâce à une solution particulière, puis la pièce doit être complètement durcie dans une chambre UV afin d'améliorer ses propriétés mécaniques (18).

D'autre part cette technique nécessite l'utilisation de résine qui est toxique et irritante. Il est donc impératif de se protéger via le port de lunettes et de gants afin d'éviter son contact avec les mains, les yeux ou toute autre partie du corps (12,19).

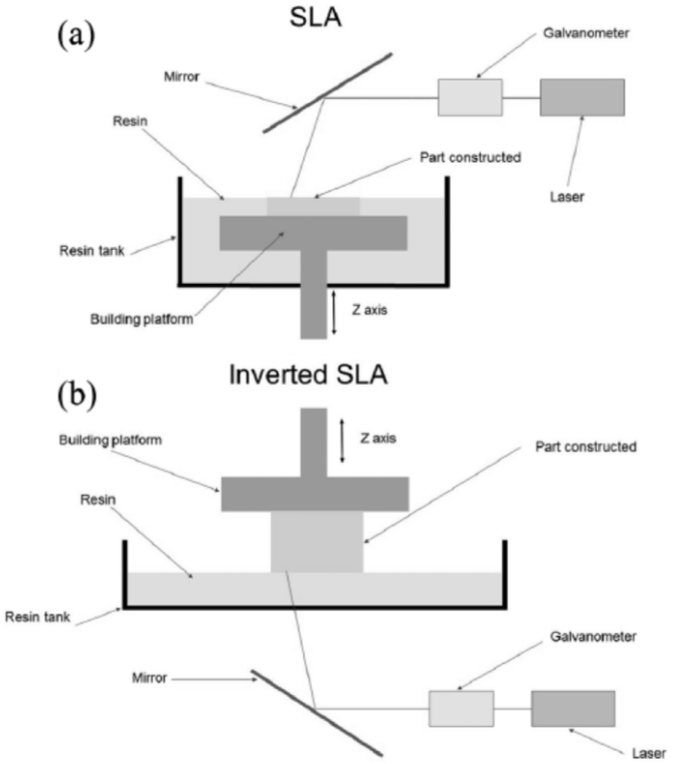

Figure 2 : Schéma procédé de fabrication SLA. (a) SLA Classique, (b) SLA inversé (20)

Il existe deux options pour la construction d'un objet avec la technologie SLA : de haut en bas ou bien de bas en haut. Dans le processus descendant, la plateforme, qui sert de base à la construction, s'abaisse pour s'immerger dans la cuve en résine au fur et à mesure que le processus avance. Dans le processus ascendant, les objets sont attachés à la plate-forme qui s'élève chaque fois qu'un nouveau calque est terminé.

Les processus ascendants offrent de nombreux avantages : ils permettent d'obtenir une épaisseur de couche inférieure, une résolution verticale et une qualité de surface supérieures. Il est possible de travailler avec moins de matière ce qui évite le gaspillage (20).

3.2 Le Digital light processing (DLP)

Larry Hornbeck de Texas Instruments a créé la technologie DLP en 1987 (21). Elle est très similaire à la technologie SLA car elle est considérée comme appartenant à la même catégorie de fabrication additive par l'ASTM (American Society for Testing Material) (22).

La principale différence entre SLA et DLP réside dans la source de lumière. Le système DLP tire parti d'un dispositif à micromiroir numérique (DMD) pour projeter un masque de lumière qui permet de polymériser simultanément une couche entière en quelques secondes (processus basé sur la projection de masque) (23).

Chaque miroir représente un ou plusieurs pixels de l'image projetée. Le nombre de miroirs correspond à la résolution de l'image projetée. Une cuve de photopolymère liquide est exposée à la lumière d'un projecteur qui affiche l'image du modèle 3D sur le photopolymère liquide. Dans ce système, l'objet physique est tiré de la résine liquide de bas en haut et s'apparente au système SLA « ascendant » ou « inversé ». Le rayonnement passe à travers une fenêtre transparente aux UV. Le processus est répété jusqu'à la construction de l'objet 3D (23).

Le principal avantage de cette technique est une vitesse d'impression plus élevée et donc un temps de construction réduit. En revanche, la précision intrinsèque de la technologie DLP est moins bonne que celle de la SLA. Cela est dû au fait qu'en SLA, la taille du point laser est inférieure à la taille minimale en pixels du DMD, ce qui permet d'obtenir résolution minimale des caractéristiques de l'objet (20).

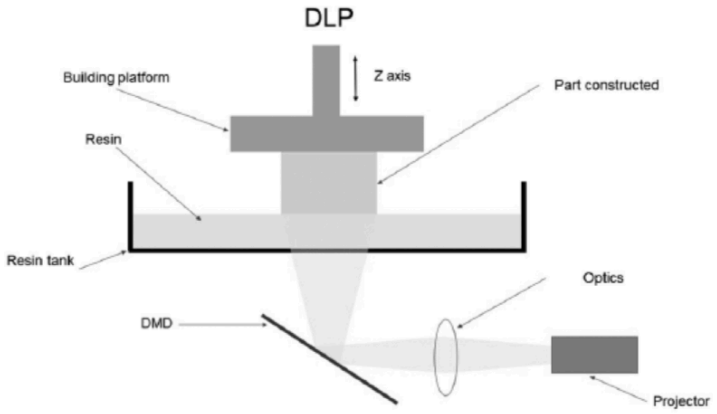

Figure 3 : Schéma procédé de fabrication DLP (20)

3.2 Le système à jet d'encre ou 3DP

Dans cette technique, une quantité mesurée du matériau sous forme de poudre brute est initialement distribuée à partir d'un récipient par un piston mobile. Un rouleau distribue et comprime ensuite la poudre au sommet de la chambre de fabrication. Un adhésif liquide est ensuite projeté à partir de la tête multicanaux selon un motif 2D sur la poudre, la lie et forme ainsi une couche de l'objet. Lorsqu'une couche est terminée, le piston permet d'étaler la couche de poudre suivante. Cette méthode incrémentale (couche par couche) est progressivement poursuivie afin de réaliser un prototype complet. La poudre non liée est balayée après un processus de chauffage, laissant la pièce fabriquée intacte (6).

L'avantage principal du système à jet d'encre par rapport aux autres techniques est le faible coût en matériaux. Les inconvénients sont la finition de surface, la résistance modérée et la sélection des matériaux utilisables (12).

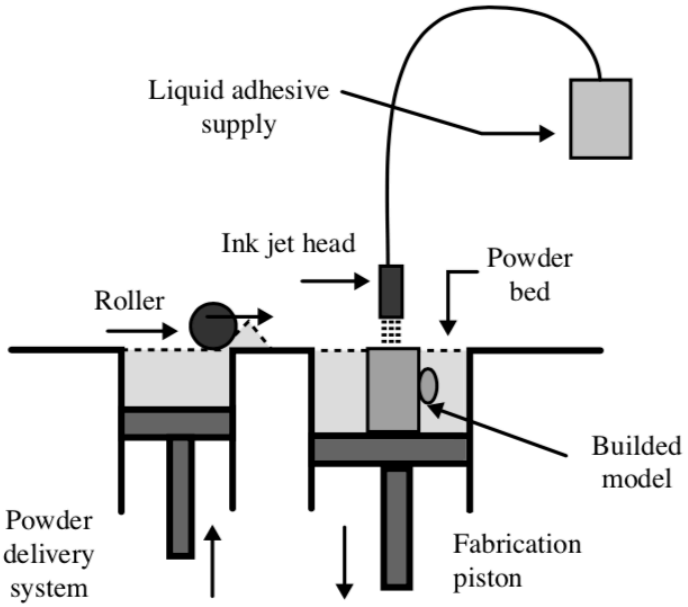

Figure 4 : Procédé de fabrication à jet d'encre ou 3DP (15)

Il existe aussi un processus très similaire appelé MJP (Multi Jet Printing) brevetée par la société Objet Ltd en 1999 (fusionnée avec Stratasys en 2012) qui peut combiner la technologie jet d'encre et l'utilisation de photopolymère. Dans cette technologie, la résine liquide projetée sur le lit d'impression est immédiatement solidifiée par une source de lumière (en général une lampe à UV attachée aux têtes d'impression). L'impression multi matériaux et polychrome est possible car le support de tête d'impression comporte de nombreuses buses capables de « projeter » simultanément divers matériaux (plastique, résine, élastomère).

Les principaux avantages de cette technologie sont une bonne résolution d'impression et sa capacité à imprimer des pièces multi matériaux et en couleur.

Parmi les inconvénients, on note un coût important des machines et comme pour la plupart des autres technologies utilisant de la résine, les composants conçus à partir de photopolymères sont sensibles à la lumière, ce qui peut modifier leurs propriétés au fil du temps (24).

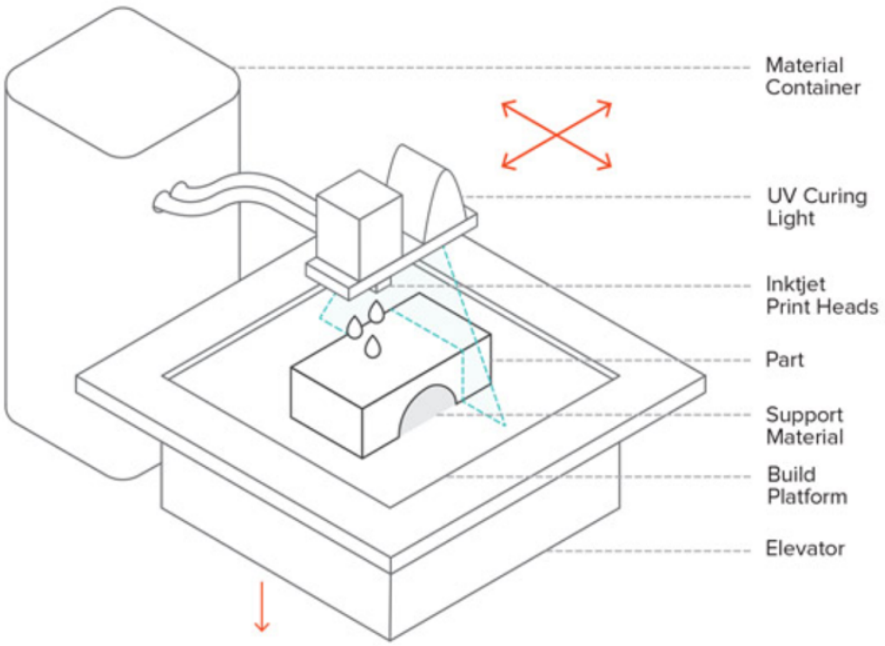

Figure 5 : Procédé de fabrication par jet de matière (MJP) (25)

3.3 Le frittage sélectif laser (Selective Laser Sintering = SLS)

Dans la méthode SLS, des couches de matériau en poudre sont fusionnées dans un modèle 3D en adoptant un laser dirigé par ordinateur. Un rouleau répartit le matériau en poudre sur la surface d'un cylindre de montage. La poudre est étalée couche par couche sur la couche précédemment durcie et frittée à plusieurs reprises. Pour maintenir la nouvelle couche de poudre fraîche, la plateforme de support règle l'épaisseur d'une couche d'objet. La surface de cette poudre fermement comprimée est ensuite exposée à un faisceau de laser. La procédure est autonome et toutes couches sont fusionnées au fur et à mesure de la fabrication (6).

Cette technique a pour avantage la possibilité d'utiliser différentes variétés de poudres (thermoplastiques ou métalliques), de plus le post-traitement est facile et il n'y a aucune exigence de structure de support. Les inconvénients de cette méthode sont le coût élevé des machines et la surface abrasive des modèles frittés (12).

Les progrès réalisés dans le processus de fabrication additive et dans les alliages métalliques compatibles ont permis de fabriquer des prothèses dentaires fixées ou amovibles en cobalt-chrome (Co-Cr) frittées au laser avec une grande précision. Ces avancées suggèrent la possibilité de produire des guides chirurgicaux en Co-Cr fabriqués avec une plus grande résistance et rigidité que ceux fabriqués en résine (16).

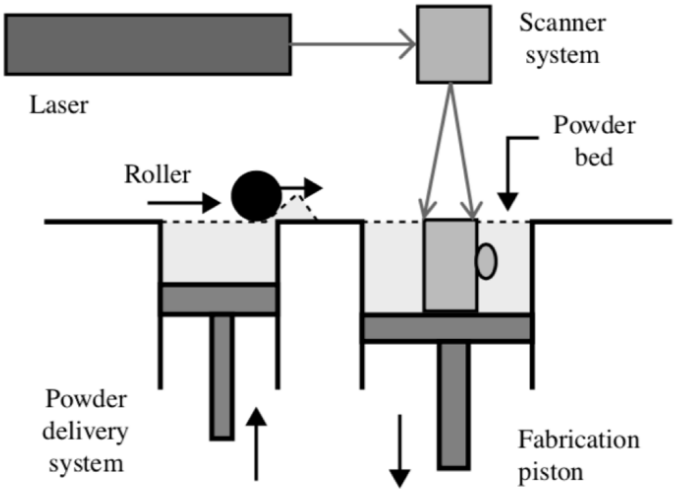

Figure 6 : Procédé de fabrication SLS (15)

3.4 L’impression par dépôt de fil (Fused Deposition Modeling = FDM)

Le FDM est une technique de prototypage rapide dans laquelle un matériau thermoplastique est extrudé couche par couche à partir d’une buse, contrôlée par la température.

Il est chauffé sous une forme semi-liquide à écoulement libre. Le mouvement de la tête de buse est contrôlé par un processeur et dépose le matériau en couches minces (100µm à 400µm) sur une plateforme auxiliaire. La tête amène le matériau en place avec une grande précision. Une partie de l’objet est construite couche par couche et le matériau se solidifie en moins de 0,1 seconde après avoir été éjecté de la buse et collé à la couche inférieure. Des structures de support peuvent être conçues pour les géométries en surplomb ; elles sont ensuite supprimées en les découpant de l'objet (6).

Les avantages du FDM sont la construction compacte des machines et une bonne précision géométrique et un faible coût des matériaux. Par contre, les inconvénients sont la vitesse de construction lente et la qualité de surface inférieure à celle du SLA (12).

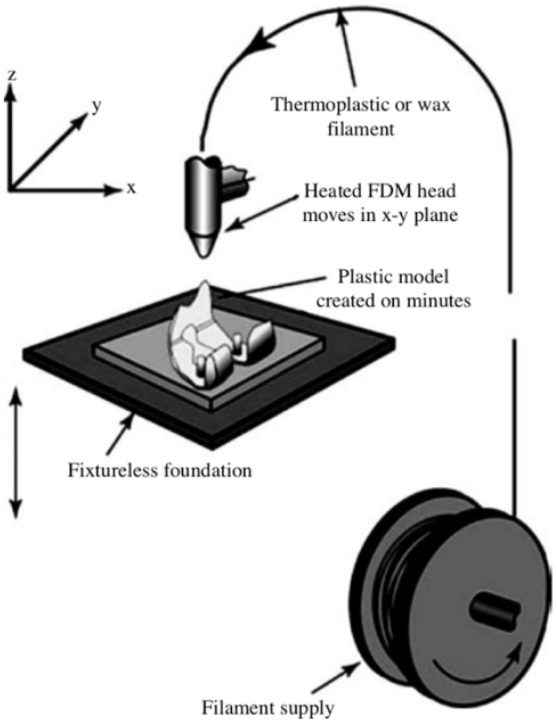

Figure 7 : Procédé de fabrication FDM (15)

Techniques	Avantages	Inconvénients
Résine photopolymérisable		
Stéréolithographie (SLA)	Bonne précision d'impression ; Aspect de surface lisse	Post traitement fastidieux *(tige support à retirer, cuve à UV) ;* Toxicité des résines si contact avec la peau ou inhalé ; Durée de vie de la cuve limitée
Photojet (Polyjet®)	Grande précision d'impression ; Aspect de surface lisse ; Pièce imprimée multi matériaux et polychrome	Coût des machines ; possible réaction de certains matériaux à la lumière ou à la chaleur
Digital Light Processing (DLP)	Bonne précision ; Aspect de surface lisse ; Rapidité d'impression	Post traitement fastidieux *(tige support à retirer, cuve à UV) ;* Toxicité des résines si contact avec la peau ou inhalé ; Durée de vie de la cuve limitée
Poudre liée		
Inkjet ou 3DP	Faible coût des matériaux	Résolution médiocre ; faibles propriétés mécaniques des matériaux
Poudre frittée		
Selective Laser Sintering (SLS)	Large variété de poudres thermoplastiques ou métalliques ; Aucune structure de support	Coût des machines ; Aspect de surface
Thermoplastique		
Fusionned Deposition Modelling (FDM)	Compacité des machines ; Relativement bonne précision	Fabrication lente ; Aspect de surface

Tableau 1 : Caractéristiques des technologies de fabrication additive utilisées pour la fabrication de guides chirurgicaux.

4. Résolution, précision et répétabilité en impression 3D

Les définitions de la résolution, la précision et la justesse seront détaillées dans ce chapitre.

*La **résolution*** (précision) est la fonctionnalité la plus fine ou la plus petite pouvant être reproduite par l'imprimante 3D, spécifique à chaque technologie et chaque imprimante. La résolution d'une imprimante 3D doit être définie sur chaque axe x, y et z en µm, l'axe z correspondant normalement à l'épaisseur de la couche.

*La **précision** (accuracy)* ou la répétabilité est la capacité d'une imprimante 3D à fabriquer des objets ayant exactement les mêmes dimensions, ou à quel point les objets imprimés sont proches les uns des autres d'un point de vu dimensionnel. Cette notion traduit le fait que l'imprimante devrait reproduire les mêmes résultats à chaque impression.

*La **justesse** (trueness)* fait référence à la différence entre l'objet imprimé et les dimensions réelles de l'objet (23).

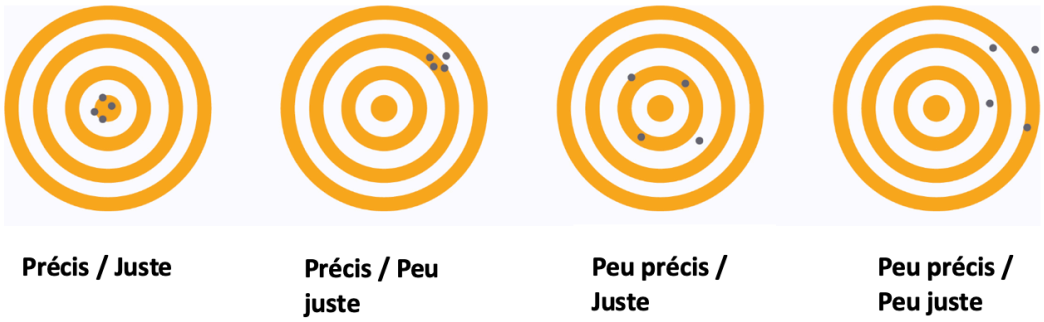

Figure 8 : Illustration précision et justesse (26)

A ce propos, nous avons constaté que dans certaines études se portant sur la précision d'impression des imprimantes 3D dans la fabrication de modèle médicaux ou non, le terme précision était employé pour définir la justesse d'impression (2,3,27).

Nous avons également constaté que la précision de la pose d'implants guidée par ordinateur a été étudiée dans de nombreuses études (28,29). La plupart de ces études ont évalué l'exactitude en comparant les positions 3D d'implants planifiés et posés en terme de déviations linéaires de la tête et du sommet de l'implant, et des déviations angulaires de l'implant.

Ces déviations observées dépendent de multiples facteurs comme la qualité de l'imagerie diagnostique et de la reconstruction de l'image en 3D (13,30), la précision de l'empreinte de la situation clinique intra-orale (numérique ou physique) (9) , la justesse d'impression du guide (16), la stabilité du guide (31), ou encore l'habileté du chirurgien à effectuer l'acte opératoire planifié (29). D'autres facteurs comme le type de fabrication du guide chirurgical (32), le type de douille (33), l'usure de ces douilles et des forets chirurgicaux peuvent également avoir une influence sur la précision de la chirurgie guidée (16). Dans ce travail nous avons choisi d'isoler un de ces paramètres (la méthode de fabrication des guides), afin d'évaluer si certaines méthodes sont plus fiables que d'autres pour garantir la précision et la justesse de fabrication des guides chirurgicaux.

L'objectif de ce travail était d'évaluer la précision et la justesse de différentes technologies de fabrication additives pour la production de guide dans le cadre de chirurgie implantaire. L'hypothèse de départ est que la précision et la reproductibilité des guides chirurgicaux ne sont pas affectées par la technologie de fabrication additive utilisée.

MATERIEL ET METHODES

1. **Fichiers STL**

Le but de cette étude a été de mesurer la précision et la justesse des différentes technologies de fabrication additive utilisées pour la fabrication de guides chirurgicaux. Pour cela, les données de planification virtuelle (fichiers STL) de deux patients ayant bénéficié d'une chirurgie implantaire guidée ont été utilisées pour l'étude.

Le premier a été traité par la pose d'un implant unitaire (guide petite étendue), alors que le second a reçu une chirurgie implantaire multiple (guide grande étendue).

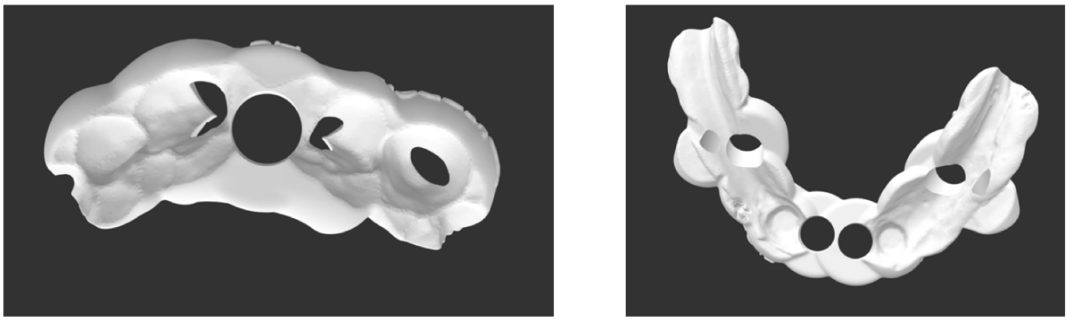

Figure 9 : Fichiers STL du guide « petite étendue » (à gauche) et « grande étendue » (à droite)

2. Préparation des guides par fabrication additive

Imprimante	**Formlabs 2**	**Rapid Shape D40**	**Kulzer Cara Print 4.0**	**Raise 3D pro 2**	**Prodways P1000**	**Stratasys J750**
Technologie	SLA	DLP	DLP	FDM	SLS	Polyjet
Résolution d'impression	100µm	100µm	100µm	100µm	100µm	27µm
Matériaux	Résine Dental SG (Fomlabs®)	Sheraprint SG 100 (Straumann®)	Dima Print Guide (Kulzer®)	PLA Premium (Raise 3D®)	PA12-L 1600 (Prodways Tech)	Vero White (Stratasys®)
*Temps d'impression**	4h	30min	30min	3h30	Non renseigné (10mm/h)	3h30
Prix de l'imprimante	≈ 2,4k€	≈10-20k€	≈ 22k €	≈3,5k€	50-100k€	≈450k€

*Figure 10 : Caractéristiques des imprimantes 3D utilisées dans notre étude. *Temps approximatif pour le nombre de guides imprimé pour l'étude.*

Cinq technologies d'impression différentes ont été utilisées dans cette étude : SLA, DLP, FDM, SLS et Jet d'encre. Chaque type de guide a été imprimé 6 fois avec chaque imprimante, soit un total de 72 guides. Cela permettait d'une part de comparer les imprimantes entre elles,

d'autre part d'évaluer la reproductibilité de chaque imprimante et enfin de comparer les résultats obtenus avec 2 types de guides (petite étendue et grande étendue).

L'impression des guides SLA a été réalisée dans le service d'Odontologie de l'hôpital Saint-André (CHU de Bordeaux) avec une imprimante de bureau Form2® (Formlabs Inc) en utilisant une résine photo polymérisable biocompatible CE de classe 1 (34) (Dental SG ; Formlabs Inc). Les guides ont été imprimé avec une précision de 100µm et une inclinaison de 15° par rapport à la plateforme support. Ils ont reçu également un traitement UV post-impression selon les recommandations du fabricant.

L'impression des guides DLP a été sous-traitée à deux laboratoires de prothèse (HTD, Toulouse ; Protech, Toulouse). Le premier était équipé d'une imprimante de laboratoire RapidShape D40® (Rapidshape Dental) utilisée avec une résine biocompatible photopolymerisable Sheraprint SG 100 (Straumann), et le second d'une imprimante Cara Print 4.0® (Kulzer) avec la résine photopolymérisable biocompatible Dima Print Guide (Kulzer), les deux résines étant également marquées CE de classe 1. Les guides ont été imprimés avec une résolution de 100µm sans inclinaison. Un traitement UV a été réalisé après leur impression selon les recommandations des fabricants.

La technologie FDM a été utilisée pour fabriquer des guides dans l'unité INSERM 1026 « Biotis » (UMR – Inserm – Université de Bordeaux). L'imprimante était une RAISE 3D pro 2® et les guides ont été imprimés avec un filament PLA Premium (RAISE 3D) avec une résolution de 100µm et une angulation de 60 degrés par rapport à la plateforme support.

Le groupe de guides de technologie SLS et Polyjet a été réalisé à l'IUT Bordeaux à l'institut techno-shop co@hbit. L'imprimante SLS était une Prodways P1000® et les guides ont été imprimés dans un matériau plastique (PA12-L 1600). La résolution était de 100µm et il n'y avait pas d'inclinaison par rapport à la plateforme support. L'imprimante Polyjet® était une Stratasys j750 (Stratasys, Eden Prairie, Minn), et les guides ont été imprimés en matériaux résine (Vero White®) avec une résolution de 27 µm et sans angulation par rapport à la plateforme support.

Tous les guides chirurgicaux ont été conservés dans des sacs hermétiques à l'abri de la lumière jusqu'à l'étape de scannage.

3. **Méthode de mesures**

Tous les guides ont été recouverts d'un spray anti-reflet (Helling 3D Scan Spray; CyberOptics Corp) (35) d'une taille moyenne 2,8µm puis numérisés à l'aide d'un scanner LASER de laboratoire (CARES 7 Series ; Straumann Inc) dans le laboratoire « Pascal Marseille » à Bordeaux pour obtenir l'image de surface de chaque guide (fichier au format .STL). Afin de garantir qu'uniquement les parties pertinentes des guides comptent dans les calculs, seules les zones occlusales et les fixations chirurgicales ont été incluses dans les analyses.

Finalement, les fichiers obtenus ont été comparés avec les fichiers de conception initiaux grâce à un logiciel d'appariement de surface (Geomagic Control X ; 3D Systems Inc.). Les fichiers STL ont été superposés entre eux en utilisant la fonction « alignement optimal » dans le logiciel de superposition (Geomagic Control X ; 3D System Inc).

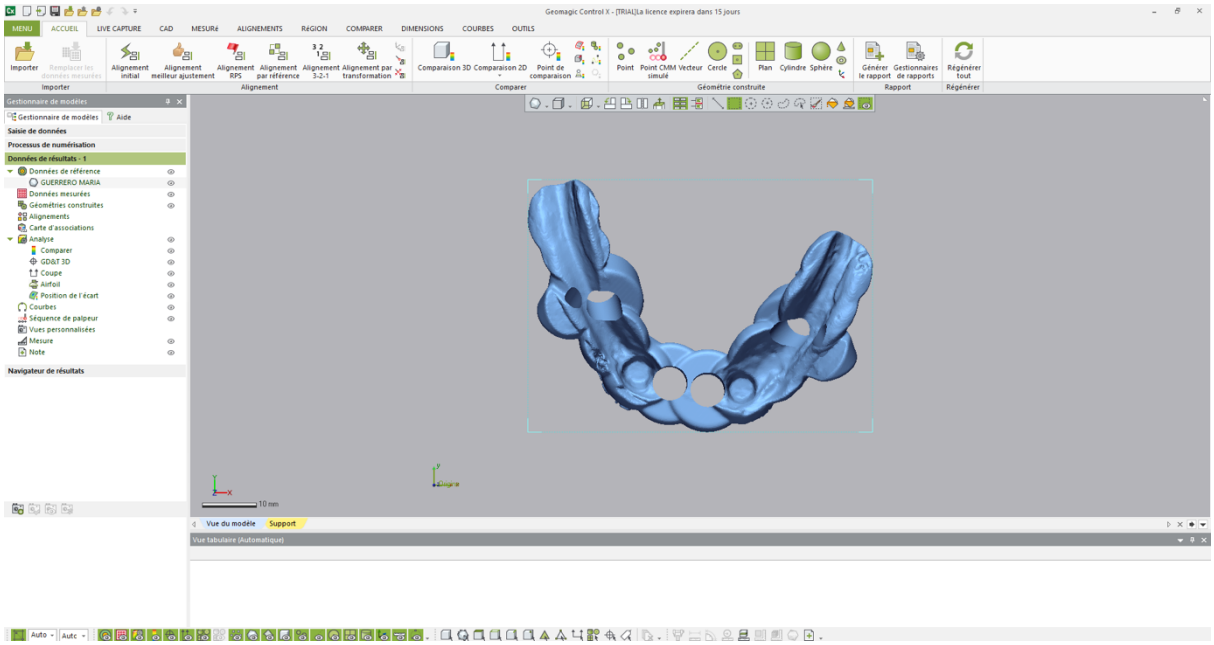

Figure 11: Fichier STL du guide pour la chirurgie de grande étendue utilisé dans le logiciel Geomagic Control X

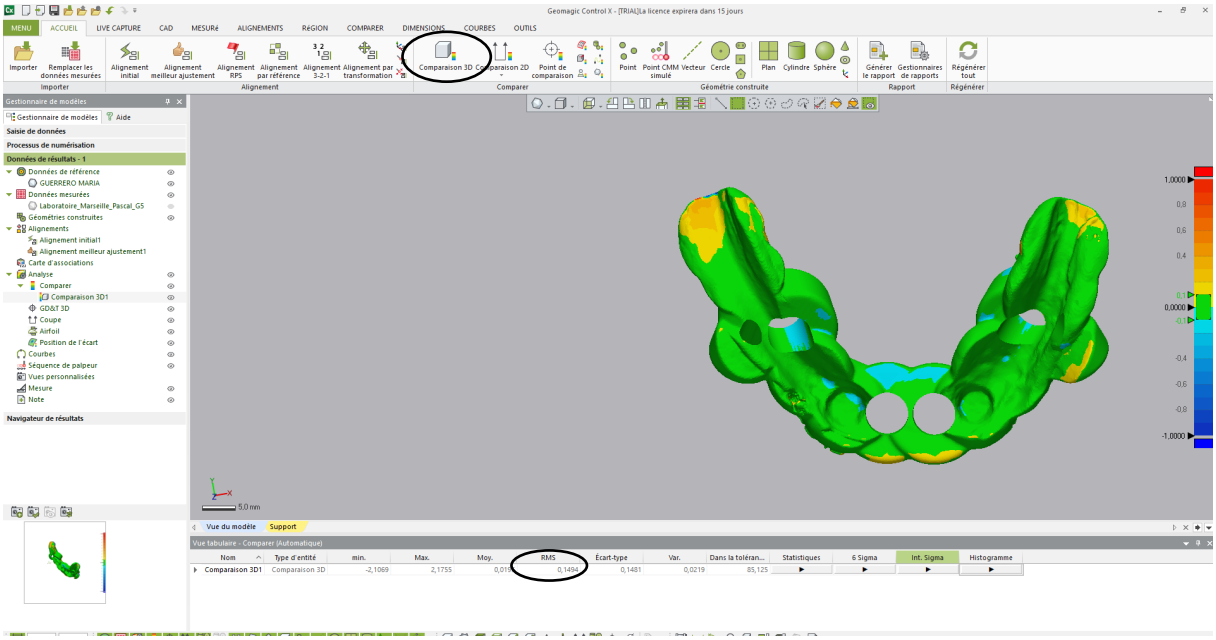

Figure 12: Superposition et résultat après utilisation de la fonction « comparaison 3D »

Après l'alignement optimal dans le logiciel d'adaptation de surface, les différences dimensionnelles entre le guide chirurgical numérisé et le fichier STL de conception correspondante ont été calculées par le logiciel grâce à l'outil « comparaison 3D ». La moyenne quadratique de la déviation moyenne (RMS, valeur absolue) a été utilisée pour représenter la précision globale, ce qui a permis d'estimer la congruence de deux fichiers virtuels superposés (9). Plus la valeur RMS et l'écart type obtenu entre les deux fichiers étaient faibles, plus la congruence entre ces derniers était importante, et donc plus la justesse et la reproductibilité de l'impression était bonne. A l'inverse, plus ces valeurs étaient importantes, plus les fichiers comparés étaient différents. Des cartographies colorimétriques ont également été générées pour une évaluation qualitative visuelle.

Pour déterminer les différences de précision et de reproductibilité des imprimantes lors de la conception des guides, des tests non paramétriques (Kruskal-Wallis) ont été réalisés avec un risque α=0,05 dans le logiciel XLSTAT (XLSTAT 2019 3.2 ; Addinsoft).

RESULTATS

Toutes les hypothèses nulles ont été rejetées sur la base de l'analyse statistique des résultats, confirmant que l'utilisation de différentes technologies de fabrication additive et de combinaisons de matériaux affectent la précision et la reproductibilité des guides chirurgicaux CAD-CAM.

Les cartes colorimétriques des différents groupes ont été présentées en figure 13.

La plupart des zones étaient de couleur verte, indiquant une correspondance de surface de ±0,1mm. Les zones en bleu (divergence négative) indiquaient un guide chirurgical plus petit alors que les zones en jaune, orange et rouge (divergence positive) indiquaient un guide chirurgical plus grand que le fichier STL initial correspondant.

1. **Comparaison pour la justesse d'impression**

Il s'agit donc de la comparaison entre les dimensions obtenues pour chaque guide et le fichier .STL initial de référence (justesse).

1.2 Intra-imprimante

Le tableau 2 nous renseigne sur la moyenne globale et l'écart type de la valeur RMS de chaque imprimante ainsi que la moyenne en fonction de la taille du guide imprimé. La moyenne quadratique (RMS en µm) a été utilisée pour représenter la justesse d'impression des imprimantes.

Les résultats statistiques du tableau 2 mettent en avant le fait qu'il existe globalement une différence de justesse d'impression en fonction de la taille du guide fabriqué ($p<0,0001$) mais que ces différences ne sont pas significatives pour les imprimantes Kulzer CaraPrint 4.0 ($p=0,078$) et Prodways P1000 ($p=0,423$).

Imprimante	P value
FORMLABS 2	0,004
KULZER CARAPRINT 4.0	0,078*
PRODWAYS P1000	0,423*
RAISE 3D PRO 2	0,004
RAPIDSHAPE D40	0,006
STRATATASYSJ750	0,004

*Tableau 2 : Résultats du test de Kruskal-Wallis montrant le degré de significativé (p value) pour chaque imprimante en fonction de la taille de guide imprimé. *>0,05*

1.2 Inter-imprimante

La comparaison des valeurs RMS obtenues avec chaque imprimante ont montré que les valeurs plus faibles ont été celles obtenues avec les imprimantes Formlabs 2 (RMS= 81µm), Rapidshape D40 (RMS= 83µm) et Kulzer CaraPrint 4.0 (RMS= 83µm) traduisant une meilleure justesse d'impression que les imprimantes StratasysJ750 (RMS= 90µm), Prodways P1000 (RMS= 105µm) et Raise 3D Pro 2 (RMS= 117µm).

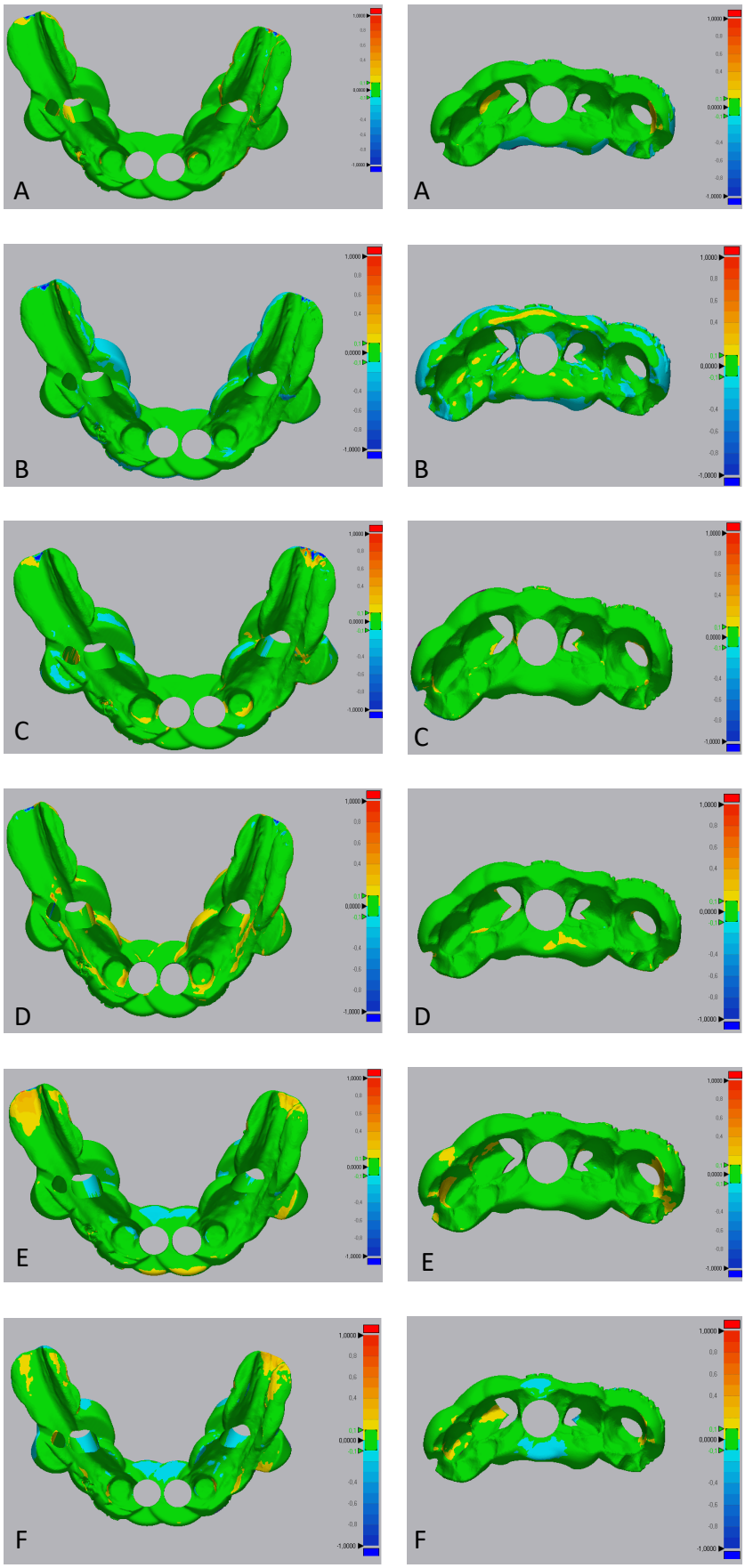

Figure 13: Exemple de cartes colorimétriques après superposition des guides.

A : Formlabs 2 ; B : Prodways P1000 ; C : Raise 3D Pro 2 ; D : Stratasys J750 ; E : Kulzer CaraPrint 4.0 ; F : Rapidshape D40

STATISTIQUE	RMS	FORMLABS 2	KULZER CARAPRINT 4.0	PRODWAYS P 1000	RAISE 3D PRO 2	RAPID SHAPE D40	STRATASYS J750
Moyenne globale	93 ±26	81 ±21	83 ±20	105 ±22	117±28	83 ±25	90 ±24
Petit guide	77 ±18	64 ±12	73 ±19	98 ±13	95±12	64 ±7	70 ±5
Grand guide	109±24	98 ±10	94 ±17	113 ±28	140±20	101±21	110 ±18

Tableau 3 : *Moyenne RMS et écart type (en µm) en fonction des imprimantes utilisées et de la taille des guides fabriqués.*

La figure 14 représente graphiquement les moyennes RMS, écart types et nous indique également la présence de différences entre les imprimantes ainsi que leur degré de significativité (p value).

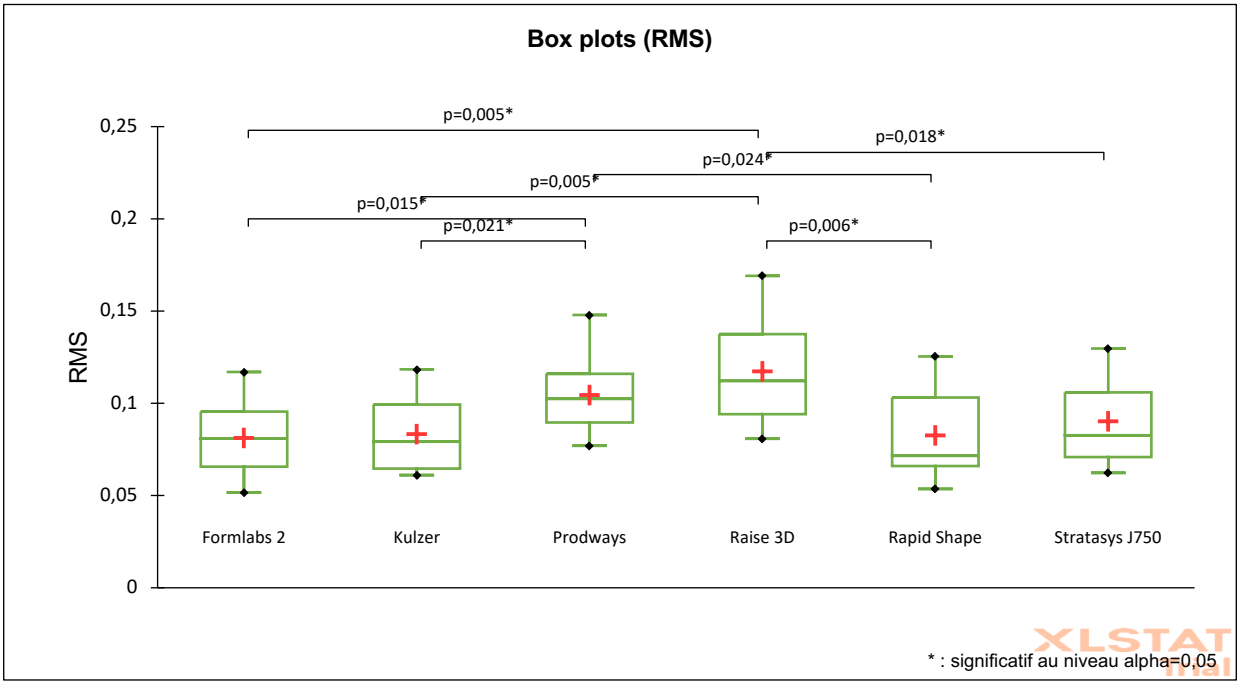

Figure 14 : Box plot après test de Kruskal-Wallis représentant la moyenne RMS et l'écart type pour chaque imprimante ainsi que la comparaison des moyennes entre toutes les imprimantes.

2. **Comparaison de la précision d'impression**

Il s'agit donc de la répétabilité des impressions pour un même type de guide avec une même imprimante (précision).

2.1 Intra-imprimante

L'écart type des valeurs moyennes RMS du tableau 2 a été pris pour mesurer la dispersion des valeurs des échantillons et donc la reproductibilité des imprimantes utilisées.

On constate que sauf pour les imprimantes Formlabs 2 et Kulzer Cara Print 4.0 : pour ces imprimantes, on ne trouvait pas de différence de précision significative entre les petits et les grands guides. Ceci traduit que ces dernières ont eu une meilleure reproductibilité à imprimer les guides « grande étendue ».

2.2 Inter-imprimante

Les échantillons qui avaient les plus faibles dispersions étaient obtenues par la Kulzer CaraPrint 4.0 (σ=20 µm) la Formlabs 2 (σ=21µm) et la Prodways P1000 (σ= 22µm) ce qui a montré la meilleure reproductibilité de ces imprimantes par rapport à la StratasysJ750 la Rapidshape D40, Raise 3D Pro 2 (σ= 24 ; 25 ; 28 µm respectivement).

Le diagramme en figure 16 illustre la valeur RMS en fonction des imprimantes et de la taille des guides. Il nous donne un aperçu de la reproductibilité intra et inter-imprimante, la dispersion des points étant la représentation de l'écart type.

Plus les points sont regroupés, plus la reproductibilité de l'imprimante est importante ; alors que plus les points sont éloignés moins la reproductibilité de l'imprimante est bonne.

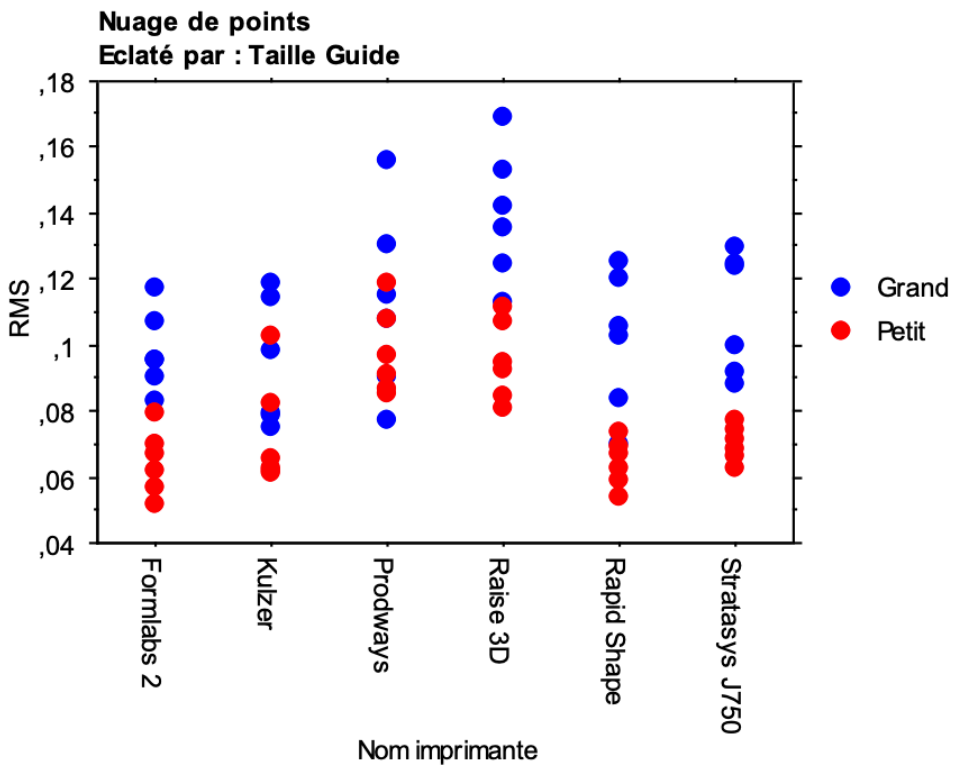

Figure 15 : Nuage de points représentant la valeur RMS des guides « petits » et « grands » pour les différentes imprimantes.

DISCUSSION

Toutes les hypothèses nulles ont été rejetées, confirmant le fait que l'utilisation de différentes technologies de fabrication additive et leurs matériaux ont une incidence sur la justesse et la reproductibilité des guides chirurgicaux fabriqués par impression 3D.

Dans notre étude, le protocole d'évaluation a été ciblé sur la congruence 3D entre le fichier STL de référence et les guides chirurgicaux imprimés par fabrication additive. Avec le logiciel de superposition (Geomagic Control X, 3D System Inc), la valeur RMS en µm a pu être calculée. Le RMS a été utilisé comme indicateur de l'amplitude absolue de l'écart entre 2 ensembles différents de données 3D, et comme indicateur de précision dans cette étude. Plus la valeur RMS est basse, plus la congruence 3D de deux fichiers superposés est élevée et plus la précision des modèles chirurgicaux générés à partir du fichier STL initial correspondant est élevée.

Dans certaines études menées sur ce sujet (2,3), des différences (en millimètres) ou des erreurs dimensionnelles (pourcentages) dans la mesure ont été utilisées pour comparer les techniques d'impression 3D. Les différences de mesures peuvent être des valeurs positives ou négatives. L'addition de ces valeurs pour déterminer les différences ou les erreurs dimensionnelles aura pour conséquence une erreur à la moyenne plus petite qu'en réalité car les valeurs positives et négatives se compensent. Par conséquent, nous avons utilisé les valeurs RMS dans cette étude pour pallier à cet inconvénient.

SOO-YEON et al ont étudié la précision et la justesse d'impression de quatre techniques d'impression pour la fabrication de modèles dentaires pour l'orthodontie. Ils ont montré que la technique Polyjet présentait les mesures dentaires globales les plus justes, suivie par les techniques SLA, DLP et FDM, avec des valeurs RMS moyennes de 78, 107, 143 et 188µm, respectivement (36). LI *et al.* ont fabriqué des guides chirurgicaux avec trois techniques d'impression et ont montré que la technique Polyjet présentait la meilleure justesse d'impression en comparaison de la technique DMP (Direct Metal Printing) suivie par la SLA avec des valeurs RMS moyennes de 100, 190 et 200µm respectivement (16).

Nous avons constaté que dans notre étude, les imprimantes destinées entre autres à la fabrication de guides chirurgicaux (Formlabs 2, Rapidshape D40, Kulzer Cara print 4.0) présentaient les plus faibles résultats en terme de valeur RMS (81µm; 83µm ; 83µm respectivement) et donc *a fortiori* une meilleure justesse d'impression que les imprimantes industrielles (Stratasys J750, Prodways P1000) ou plus conventionnelles (Raise 3D Pro 2) pour cette utilisation avec des valeurs RMS moyennes de 90µm ; 105 µm ; 117µm respectivement.

Les tests statistiques de notre étude ont également permis de mettre en évidence l'existence de différences de précision significatives en fonction de la taille du guide chirurgical imprimé, sauf pour les imprimantes Kulzer Caraprint 4.0 et Prodways P1000.

Concernant la reproductibilité, les échantillons qui avaient les plus faibles dispersions étaient obtenus par la Kulzer CaraPrint 4.0 la Formlabs 2 (σ=21µm) et la Prodways P1000 (σ= 22µm) ce qui a montré la meilleure reproductibilité de ces imprimantes par rapport à la StratasysJ750 la Rapidshape D40, Raise 3D Pro 2 (σ= 24 ; 25 ; 28 µm respectivement).

Il est à noter que lors de la fabrication de guides chirurgicaux impliquant de la résine, des erreurs peuvent survenir lors de la production et du durcissement réels des matériaux. La polymérisation et la transformation résiduelles de la résine utilisée, la création et l'élimination de structures de support (pour éviter les structures non supportées ou faiblement supportées) peuvent avoir un impact sur le résultat final (37–39).

Dans un autre champ d'utilisation de l'impression 3D, une étude menée par Salmi *et al*. a comparé des modèles de crâne 3D imprimés avec les techniques SLS, 3DP et PolyJet. Ils ont rapporté que les modèles imprimés avec l'imprimante PolyJet présentaient la plus petite erreur dimensionnelle, suivis des modèles imprimés avec la technique 3DP et SLS (2). Dans une autre étude dans laquelle des modèles mandibulaires ont été imprimés à l'aide des techniques SLS, 3DP et PolyJet, l'erreur dimensionnelle était la plus faible pour la technique SLS, suivie par la PolyJet et 3DP (3).

La précision des imprimantes 3D peut différer en raison des différentes tailles des modèles imprimés, des conditions et matériaux pour fabriquer les guides chirurgicaux ainsi que des méthodes de recherche utilisées (36). Cela pourrait expliquer les différences de résultats dans la littérature.

Nous pouvons mentionner le fait que dans cette étude, seuls les guides chirurgicaux fabriqués avec les technologies SLA/DLP pourraient trouver leurs applications cliniques de par la biocompatibilité des matériaux utilisés. En effet ces derniers sont les seuls guides qui ont été conçus avec des matériaux de classe 1 et ayant le marquage CE, pouvant être stérilisés et utilisés de manière intra buccale (34).

A ce propos, de nombreuses études (40–42) ont étudié si la procédure de stérilisation pouvait provoquer une variation dimensionnelle sur le guide fabriqué. Ces études s'accordent sur le fait que la stérilisation, qu'importe le type (chaleur ou plasma), n'a pas d'impact significatif sur les changements dimensionnels des guides testés.

Dans notre étude, la justesse et la précision du scanner utilisé pour obtenir les fichiers STL ont pu influer sur les résultats de l'étude. En effet, les scanners de laboratoire dentaire ont montré une justesse d'environ 10 à 15µm et une précision d'environ 5 à 10µm pour des butées simples, mais les résultats varient selon le scanner (43,44). Comparés aux scanners de laboratoire dentaire, les scanners industriels offrent un niveau de précision supérieur, avec une justesse de 5 à 7 µm environ et une précision de moins de 5 µm (43,44). Un spray anti-reflet (Helling 3D Scan Spray) a été utilisé avec une épaisseur de matériau minimale sur l'ensemble des guides durant la procédure de numérisation avec le scanner laser de laboratoire, qui lui, a été réglé sur une précision de 15µm pour améliorer la cohérence des résultats d'analyses (35). Cependant, comme l'ensemble des échantillons a été traité de la même façon, on peut penser que le scanner utilisé ainsi que le poudrage des guides n'ont pas influencé les comparaisons entre les imprimantes.

L'utilisation d'un CBCT (Tomographie Volumique = Cone Beam Computed Tomography) pour numériser les guides aurait été une alternative au scanner Laser surfacique. En effet, les propriétés optiques de surface et les contre-dépouilles ne peuvent pas affecter une numérisation réalisée avec un CBCT, ce qui aurait pu améliorer les résultats en comparaison à l'utilisation d'un scanner LASER de laboratoire dentaire (10). Cependant l'image du modèle obtenu avec le CBCT aurait nécessité un traitement du fichier obtenu via un logiciel 3D pour n'isoler que la partie intéressante dans nos calculs à savoir l'intrados du guide. En effet, la prise en compte de l'extrados et donc des structures de supports éliminées manuellement dans certaines technologies de fabrication additive aurait probablement faussé nos résultats.

Bien que la précision de l'impression du modèle issu de la planification chirurgicale soit très importante pour le résultat clinique final, il est difficile de quantifier exactement dans quelle mesure cette source d'erreur potentielle contribue à l'imprécision du placement des implants. En effet, il s'agit d'un cumul de plusieurs sources d'erreurs puisque d'autres facteurs contribuent à la précision de la chirurgie guidée comme le type de support pour le guide (osseux, dentaire, muqueux) (45), le type d'ancillaires chirurgicaux utilisés (33) (douilles, cuillères de guidage) ou encore l'expérience du praticien (16). Aucune étude n'a examiné si les écarts entre les modèles imprimés en 3D et un modèle de référence sont cliniquement acceptables. Il se peut que les différences de dimensions entre le modèle de référence et les modèles imprimés en 3D qui ont été observées dans ce travail n'affectent pas au final leur application clinique (36).

Cette étude a aussi démontré qu'une imprimante 3D de technologie SLA ou DLP de bureau présentait des résultats très proches en terme de justesse et précision d'impression pour la fabrication de guides chirurgicaux, mais avec un temps de fabrication multiplié quasiment par 8 entre les deux technologies (SLA≈4h ; DLP≈30min). Cependant le coût des machines est aussi un critère à prendre en compte à l'achat, et doit être réfléchi en fonction de l'utilisation clinique.

Dans le scénario clinique, la précision de la pose de l'implant assisté par ordinateur dépend de multiples facteurs inhérents aux étapes de fabrication du guide chirurgical (qualité de l'imagerie 3D (37), précision de l'empreinte de la situation clinique (10), précision de l'imprimante 3D pour concevoir le guide chirurgical, mais aussi des facteurs extrinsèques comme le type de douille utilisée (33), l'usure de ces douilles et des forets chirurgicaux ainsi que l'expérience du chirurgien qui peuvent également avoir une influence sur la précision de la chirurgie guidée (16).

Bien que des différences statistiquement significatives aient été trouvées dans cette étude, les valeurs absolues de toutes les différences dimensionnelles étaient faibles et pourraient ne pas entraîner de répercussion clinique significative. Cependant, de futurs essais cliniques contrôlés doivent être menés pour étudier plus en détail les applications de diverses technologies de fabrication additive et de combinaisons de matériaux en dentisterie implantaire, ainsi que leur rentabilité sur les résultats de la chirurgie implantaire assistée par ordinateur.

CONCLUSION

L'impression 3D est la technologie la plus avancée de l'industrie manufacturière car elle raccourcit les délais de fabrication, réduit les coûts requis et permet l'impression d'objet avec des structures complexes. Les progrès de la technologie numérique et de la fabrication ont ouvert des perspectives intéressantes en dentisterie et notamment en chirurgie implantaire grâce à des guides chirurgicaux permettant de placer les implants de manière reproductible.

Dans le domaine de la dentisterie et plus précisément en chirurgie orale, différentes technologies existent (SLA, DLP, Polyjet, SLS, FDM, DMP). L'objectif de ce travail était de comparer les technologies entre elles, et à des technologies de référence.

Cependant à travers ce travail nous avons pu nous apercevoir que des erreurs pouvaient s'inscrire à chaque étape de fabrication du guide et que les différentes technologies d'impressions ont une influence sur la justesse et la précision de l'objet à imprimer. La technique SLA présente la meilleure justesse d'impression selon notre étude suivie par les technologies DLP, Polyjet, SLS, FDM. Les techniques SLA et DLP ont montré une meilleure reproductibilité que les autres technologies. Il existe également des différences significatives d'impression en fonction de la taille du guide à imprimer.

Bien qu'effectivement il existe des différences entre les technologies, leurs réels impacts pour leur utilisation clinique en chirurgie pourrait être l'objet de futures études.

1. Bhargav A, Sanjairaj V, Rosa V, Feng LW, Fuh Yh J. Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater. 2018;106(5):2058-64.

2. Salmi M, Paloheimo K-S, Tuomi J, Wolff J, Mäkitie A. Accuracy of medical models made by additive manufacturing (rapid manufacturing). Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery. oct 2013;41(7):603-9.

3. Ibrahim D, Broilo TL, Heitz C, de Oliveira MG, de Oliveira HW, Nobre SMW, et al. Dimensional error of selective laser sintering, three-dimensional printing and PolyJet™ models in the reproduction of mandibular anatomy. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery. avr 2009;37(3):167-73.

4. Whitley D, Eidson RS, Rudek I, Bencharit S. In-office fabrication of dental implant surgical guides using desktop stereolithographic printing and implant treatment planning software: A clinical report. The Journal of Prosthetic Dentistry. sept 2017;118(3):256-63.

5. Whitley D, Bencharit S. Digital implantology with desktop 3D Printing. Formlabs White Paper 2015:1-15. - Recherche Google [Internet]. [cité 8 nov 2019]. Disponible sur: https://www.google.com/search?q=Whitley+D%2C+Bencharit+S.+Digital+implantology+with+desktop+3D+Printing.+Formlabs+White+Paper+2015%3A1-15.&oq=Whitley+D%2C+Bencharit+S.+Digital+implantology+with+desktop+3D+Printing.+Formlabs+White+Paper+2015%3A1-15.&aqs=chrome..69i57.479j0j7&sourceid=chrome&ie=UTF-8

6. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. J Dent (Shiraz). mars 2015;16(1):1-9.

7. Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. Int J Adv Manuf Technol. 1 juin 2006;29(3):317-35.

8. Alshawaf B, Weber H-P, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Accuracy of printed casts generated from digital implant impressions versus stone casts from conventional implant impressions: A comparative in vitro study. Clin Oral Implants Res. août 2018;29(8):835-42.

9. Cho S-H, Schaefer O, Thompson GA, Guentsch A. Comparison of accuracy and reproducibility of casts made by digital and conventional methods. J Prosthet Dent. avr 2015;113(4):310-5.

10. Peng L, Chen L, Harris BT, Bhandari B, Morton D, Lin W-S. Accuracy and reproducibility of virtual edentulous casts created by laboratory impression scan protocols. J Prosthet Dent. sept 2018;120(3):389-95.

11. Gauriau R, Bridge C, Chen L, Kitamura F, Tenenholtz NA, Kirsch JE, et al. Using DICOM Metadata for Radiological Image Series Categorization: a Feasibility Study on Large Clinical Brain MRI Datasets. J Digit Imaging [Internet]. 16 janv 2020 [cité 20 janv 2020]; Disponible sur: http://link.springer.com/10.1007/s10278-019-00308-x

12. Negi S, Dhiman S, Sharma RK. Basics and applications of rapid prototyping medical models. Rapid Prototyping Journal [Internet]. 14 avr 2014 [cité 16 juill 2019]; Disponible sur: /insight/content/doi/10.1108/RPJ-07-2012-0065/full/html

13. Pinto JM, Arrieta C, Andia ME, Uribe S, Ramos-Grez J, Vargas A, et al. Sensitivity analysis of geometric errors in additive manufacturing medical models. Medical Engineering & Physics. mars 2015;37(3):328-34.

14. Whitley D, Eidson RS, Rudek I, Bencharit S. In-office fabrication of dental implant surgical guides using desktop stereolithographic printing and implant treatment planning software: A clinical report. The Journal of Prosthetic Dentistry. sept 2017;118(3):256-63.

15. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: A review. Rapid Prototyping Journal. 29 mai 2009;15:216-25.

16. Chen L, Lin W-S, Polido WD, Eckert GJ, Morton D. Accuracy, reproducibility, and dimensional stability of additively manufactured surgical templates. The Journal of Prosthetic Dentistry [Internet]. avr 2019 [cité 16 juill 2019]; Disponible sur: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391319301519

17. Hull CW, Gabriel S. (54) APPARATUS FOR PRODUCTION OF THREE-DMENSONAL OBJECTS BY STEREO THOGRAPHY. :16.

18. Uzcategui AC, Muralidharan A, Ferguson VL, Bryant SJ, McLeod RR. Understanding and Improving Mechanical Properties in 3D printed Parts Using a Dual-Cure Acrylate-Based Resin for Stereolithography. Adv Eng Mater. déc 2018;20(12):1800876.

19. Lin C-H, Lin Y-M, Lai Y-L, Lee S-Y. Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of UV-polymerized 3D printing resins composed of Bis-EMA, UDMA, and TEGDMA. J Prosthet Dent. févr 2020;123(2):349-54.

20. Taormina G, Sciancalepore C, Messori M, Bondioli F. 3D printing processes for photocurable polymeric materials: technologies, materials, and future trends. Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials. juill 2018;16(3):151-60.

21. Donaldson RL. Primary Examiner-Loha Ben Attorney Agent, or Firm-James C. Kesterson; Charles A. 1996;21.

22. Internation Standard. Additive manufacturing, General principles, Terminology [Internet]. 2015 [cité 10 déc 2019]. Disponible sur: https://www.sis.se/api/document/preview/919975/

23. Revilla-León M, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry: Polymer Additive Manufacturing for Prosthodontics. Journal of Prosthodontics. févr 2019;28(2):146-58.

24. Snyder TJ, Andrews M, Weislogel M, Moeck P, Stone-Sundberg J, Birkes D, et al. 3D Systems' Technology Overview and New Applications in Manufacturing, Engineering, Science, and Education. 3D Printing and Additive Manufacturing. sept 2014;1(3):169-76.

25. L'impression 3D par jet de matière, on vous explique tout ! [Internet]. 3Dnatives. 2019 [cité 23 janv 2020]. Disponible sur: https://www.3dnatives.com/impression-en-3d-polyjet/

26. Exactitude, précision et tolérance en impression 3D [Internet]. Formlabs. [cité 10 déc 2019]. Disponible sur: https://formlabs.com/fr/blog/exactitude-precision-tolerance-impression-3d/

27. Nizam A, Gopal RN, Naing L, Hakim AB, Samsudin AR. Dimensional Accuracy of the Skull Models Produced by Rapid Prototyping Technology Using Stereolithography Apparatus. :7.

28. Van Assche N, van Steenberghe D, Guerrero ME, Hirsch E, Schutyser F, Quirynen M, et al. Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: a pilot study. Journal of Clinical Periodontology. sept 2007;34(9):816-21.

29. Widmann G, Bale RJ. Accuracy in computer-aided implant surgery--a review. Int J Oral Maxillofac Implants. avr 2006;21(2):305-13.

30. Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, et al. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT).

European Journal of Radiology. août 2010;75(2):265-9.

31. Caiti G, Dobbe JGG, Strijkers GJ, Strackee SD, Streekstra GJ. Positioning error of custom 3D-printed surgical guides for the radius: influence of fitting location and guide design. Int J Comput Assist Radiol Surg. avr 2018;13(4):507-18.

32. Kim T, Lee S, Kim GB, Hong D, Kwon J, Park J-W, et al. Accuracy of a simplified 3D-printed implant surgical guide. The Journal of Prosthetic Dentistry. nov 2019;S0022391319304160.

33. Koop R, Vercruyssen M, Vermeulen K, Quirynen M. Tolerance within the sleeve inserts of different surgical guides for guided implant surgery. Clin Oral Implants Res. juin 2013;24(6):630-4.

34. EUROPEAN COMMISSION, DG HEALTH AND CONSUMER, Directorate B, Unit B2 “Cosmetics and medical devices”. MEDICAL DEVICES: Guidance document - Classification of medical devices. 2010.

35. Goodacre BJ, Goodacre CJ, Baba NZ, Kattadiyil MT. Comparison of denture base adaptation between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. J Prosthet Dent. août 2016;116(2):249-56.

36. Kim S-Y, Shin Y-S, Jung H-D, Hwang C-J, Baik H-S, Cha J-Y. Precision and trueness of dental models manufactured with different 3-dimensional printing techniques. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. janv 2018;153(1):144-53.

37. Choi J-Y, Choi J-H, Kim N-K, Kim Y, Lee J-K, Kim M-K, et al. Analysis of errors in medical rapid prototyping models. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. févr 2002;31(1):23-32.

38. Unkovskiy A, Bui PH-B, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. Dental Materials. déc 2018;34(12):e324-33.

39. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. Bioact Mater. mars 2020;5(1):110-5.

40. Marei HF, Alshaia A, Alarifi S, Almasoud N, Abdelhady A. Effect of Steam Heat Sterilization on the Accuracy of 3D Printed Surgical Guides. Implant Dent. août 2019;28(4):372-7.

41. Török G, Gombocz P, Bognár E, Nagy P, Dinya E, Kispélyi B, et al. Effects of disinfection and sterilization on the dimensional changes and mechanical properties of 3D printed surgical guides for implant therapy - pilot study. BMC Oral Health. 23 janv 2020;20(1):19.

42. Shaheen E, Alhelwani A, Van De Casteele E, Politis C, Jacobs R. Evaluation of Dimensional Changes of 3D Printed Models After Sterilization: A Pilot Study. The Open Dentistry Journal [Internet]. 31 janv 2018 [cité 12 févr 2020];12(1). Disponible sur: https://opendentistryjournal.com/VOLUME/12/PAGE/72/

43. Mandelli F, Gherlone E, Gastaldi G, Ferrari M. Evaluation of the accuracy of extraoral laboratory scanners with a single-tooth abutment model: A 3D analysis. Journal of Prosthodontic Research. 1 oct 2017;61(4):363-70.

44. Lee J-J, Jeong I-D, Park J-Y, Jeon J-H, Kim J-H, Kim W-C. Accuracy of single-abutment digital cast obtained using intraoral and cast scanners. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1 févr 2017;117(2):253-9.

45. El Kholy K, Lazarin R, Janner SFM, Faerber K, Buser R, Buser D. Influence of surgical guide support and implant site location on accuracy of static Computer-Assisted Implant Surgery. Clin Oral Implants Res. nov 2019;30(11):1067-75.

Titre : Évaluation de la précision de l'impression 3D pour la fabrication de guides chirurgicaux en implantologie.

Résumé :

Des guides chirurgicaux fabriqués par impression 3D sont couramment utilisés pour la pose d'implants guidée par ordinateur. Cependant, leur précision et leur reproductibilité n'ont pas été étudiées de manière approfondie avec les différentes technologies de fabrication additives et les matériaux utilisés pour leur fabrication.

Le but de cette étude était d'évaluer la précision et la reproductibilité de guides chirurgicaux fabriqués avec différentes technologies d'impression 3D.

Cinq technologies d'impression différentes ont été utilisées dans cette étude : SLA, DLP, FDM, SLS et Polyjet. Chaque type de guide (un « petite étendue » et un « grande étendue ») a été imprimé 6 fois avec chaque imprimante, soit un total de 72 guides. Tous les guides ont ensuite été scanné avec un scanner laser. Tous les fichiers numérisés ont été comparés au fichier de conception correspondant dans un logiciel d'appariement de surface. La moyenne RMS et l'écart type ont été calculés dans le logiciel et utilisés pour représenter la justesse et la précision des différentes imprimantes utilisées.

La technique SLA présentait la meilleure justesse d'impression selon notre étude suivie par les technologies DLP, Polyjet, SLS, FDM. Les techniques SLA et DLP ont montré une meilleure reproductibilité que les autres technologies. Il existe également des différences significatives d'impression en fonction de la taille du guide à imprimer.

Mots clés : Impression 3D, Guide chirurgical, Précision, Implantologie

Title : Evaluation of 3D printer accuracy for the manufacture of surgical guides in implantology

Abstract :

Surgical guides made by 3D printing are commonly used for computer-guided implant placement. However, their precision and reproducibility have not been studied in depth with the various additive manufacturing technologies and the materials used to manufacture them.

The purpose of this study was to assess the accuracy and reproducibility of surgical guides made with different 3D printing technologies.

Five different printing technologies were used in this study: SLA, DLP, FDM, SLS and Polyjet. Each type of guide (a “small range” and a “large range”) was printed 6 times with each printer, for a total of 72 guides. All guides were then scanned with a laser scanner. All scanned files were compared to the corresponding design file in surface matching software. The RMS average and standard deviation were calculated in the software and used to represent the accuracy and precision of the different printers used.

The SLA technique presents the best print accuracy according to our study followed by DLP, Polyjet, SLS, FDM technologies. SLA and DLP techniques have shown better reproducibility than other technologies. There are also significant differences in printing depending on the size of the guide to be printed.

Keywords : 3D printing, Surgical guide, Precision, Implantology

Vu, Le Président du Jury,

Date, Signature :

Vu, la Directrice de l'UFR des Sciences Odontologiques,

Date, Signature :

Vu, le Président de l'Université de Bordeaux,

Date, Signature :

université de BORDEAUX

Collège des Sciences de la Santé

UFR des Sciences Odontologiques

Serment

En présence de mes Maîtres et de mes condisciples, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de l'art dentaire.

Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un honoraire au-dessus de mon travail. Ma langue taira les secrets qui me seront confiés. Admis à l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe.
Mes connaissances et mon état ne serviront ni à diffuser des propos non avérés, ni à corrompre les mœurs, ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des conditions de croyance, de nation et de race viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Je promets et je jure de conformer strictement ma conduite professionnelle aux principes et aux règles prescrites par le code de déontologie.

Si je remplis ce serment sans l'enfreindre, qu'il me soit donné de jouir heureusement de la vie et de ma profession, honoré à jamais parmi les hommes. Si je le viole et que je me parjure, puissé-je avoir un sort contraire.