

Creative commons : Paternité - Pas d'Utilisation Commerciale -
Pas de Modification 2.0 France (CC BY-NC-ND 2.0)



<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.0/fr>

UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD-LYON 1
UFR D'ODONTOLOGIE

ANNÉE 2018

THÈSE N° 2018 LYO 1D 050

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE
DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 09/11/2018

Par

Franck BÉZU

Né le 05/12/1991 à Strasbourg

Ouverture du flux numérique en chirurgie implantaire guidée : du logiciel de
conception à l'impression 3D de bureau

JURY

Monsieur Jean-Christophe FARGES, Professeur des Universités	PRESIDENT
Monsieur Maxime DUCRET, Maître de Conférences	1 ^{er} ASSESSEUR
Monsieur Arnaud LAFON, Maître de Conférences	2ème ASSESSEUR
<u>Monsieur Laurent VENET, Praticien-Hospitalier Contractuel</u>	3ème ASSESSEUR

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON I

Président de l'Université	M. le Professeur F. FLEURY
Président du Conseil Académique	M. le Professeur H. BEN HADID
Vice-Président du Conseil d'Administration	M. le Professeur D. REVEL
Vice-Président de la Commission Recherche du Conseil Académique	M. F. VALLEE
Vice-Président de la Commission Formation Vie Universitaire du Conseil Académique	M. le Professeur P. CHEVALIER

Secteur de santé

Faculté de Médecine Lyon Est	Directeur : M. le Professeur G. RODE
Faculté de Médecine et Maïeutique Lyon-Sud Charles Mérieux	Directeur : Mme la Professeure C. BURILLON
Faculté d'Odontologie	Directrice par intérim: Mme. la Professeure D. SEUX
Institut des Sciences Pharmaceutiques Et biologiques	Directrice : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA
Institut des Sciences et Techniques De la Réadaptation	Directeur : M. X. PERROT, Maître de Conférences
Département de Formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine	Directrice : Mme la Professeure A.M. SCHOTT

SECTEUR SCIENCES ET TECHNOLOGIES

Faculté des Sciences et Technologies	Directeur : M. F. DE MARCHI, Maître de Conférences
UFR des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives	Directeur : M. Y. VANPOULLE, Professeur Agrégé
Institut Universitaire de Technologie Lyon 1	Directeur : M. le Professeur C. VITON
Ecole Polytechnique Universitaire de l'Université Lyon 1	Directeur : M. E. PERRIN
Institut de Science Financière et d'Assurances Supérieure du Professorat et de l'Education (ESPE)	Directeur : M. N. LEBOISNE, Maître de Conférences Ecole Directeur M. le Professeur A. MOUGNIOTTE
Observatoire de Lyon	Directrice : Mme la Professeure I. DANIEL
Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique	Directeur : M. G. PIGNAULT

FACULTE D'ODONTOLOGIE DE LYON

Doyenne par intérim : Mme Dominique SEUX, Professeure des Universités

Vice-Doyen : M. Stéphane VIENNOT, Maître de Conférences

SOUS-SECTION 56-01 : **ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE ET ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE**

Professeur des Universités : M. Jean-Jacques MORRIER
Maître de Conférences : M. Jean-Pierre DUPREZ, Mme Sarah GEBEILE-CHAUTY,
Mme Claire PERNIER,
Maître de Conférences Associée M. Christine KHOURY

SOUS-SECTION 56-02 : **PREVENTION - EPIDEMIOLOGIE ECONOMIE DE LA SANTE - ODONTOLOGIE LEGALE**

Professeur des Universités M. Denis BOURGEOIS
Maître de Conférences M. Bruno COMTE
Maître de Conférences Associé M. Laurent LAFOREST

SOUS-SECTION 57-01 : **CHIRURGIE ORALE – PARODONTOLOGIE – BIOLOGIE ORALE**

Professeur des Universités : M. J. Christophe FARGES
Maîtres de Conférences : Mme Anne-Gaëlle CHAUX-BODARD, M. Thomas FORTIN,
Mme Kerstin GRITSCH, M. Arnaud LAFON, M. Philippe
RODIER,
Mme Béatrice THIVICHON-PRINCE, M. François VIRARD

SOUS-SECTION 58-01 : **DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESE, FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATERIAUX**

Professeurs des Universités : M. Pierre FARGE, Mme Brigitte GROSGOGEAT,
M. Jean-Christophe MAURIN, Mme Catherine MILLET, M.
Olivier ROBIN, Mme Dominique SEUX,
Maîtres de Conférences : M. Maxime DUCRET, M. Patrick EXBRAYAT, M. Christophe
JEANNIN,
M. Renaud NOHARET, M. Thierry SELLI, Mme Sophie
VEYRE-GOULET, M. Stéphane VIENNOT, M. Gilbert VIGUIE,
M. Cyril VILLAT,

Maîtres de Conférences Associés M. Hazem ABOUELLEIL,

SECTION 87 : **SCIENCES BIOLOGIQUES FONDAMENTALES ET CLINIQUES**

Maître de Conférences Mme Florence CARROUEL

Remerciements

À Monsieur le Professeur Jean-Christophe FARGE

Professeur des Universités à l'UFR d'Odontologie de Lyon

Praticien-Hospitalier

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Lyon I

Responsable de la sous-section Sciences Biologiques

Habilitation à Diriger des Recherches

Nous tenons à vous remercier d'avoir accepté la présidence de ce jury.
Nous vous sommes reconnaissant de toujours agir dans l'intérêt de la formation
des internes et de mettre à leur disposition les meilleurs outils dans un cadre
optimal. Trouvez ici la marque de notre plus profond respect.

À Monsieur le Docteur Laurent VENET

Assistant hospitalo-universitaire au CSERD de Lyon

Ancien Interne en Odontologie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Nous vous remercions d'avoir dirigé ce travail de thèse et de nous avoir accompagné jusqu'à son application clinique. Votre temps, vos conseils et votre désir de transmettre ont été des alliés précieux lors de notre internat. C'est un honneur d'avoir appris à vos côtés.

À Monsieur le Docteur Arnaud LAFON

Maître de Conférences à l'UFR d'Odontologie de Lyon

Praticien-Hospitalier

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université de Bourgogne

Ancien Interne en Odontologie

Ancien Assistant Hospitalo-Universitaire

Spécialiste qualifié en Chirurgie Orale

C'est un grand plaisir pour nous que vous ayez accepté de siéger dans ce jury. Nous vous remercions profondément de votre disponibilité, de nous avoir transmis la passion de l'implantologie et plus que tout, de nous avoir fait confiance dans notre exercice clinique. Nous espérons avoir la chance de continuer de travailler avec vous à la réalisation de nouveaux projets.

À Monsieur le Docteur Maxime DUCRET

Maître de Conférences à l'UFR d'Odontologie de Lyon

Ancien Assistant hospitalo-universitaire au CSERD de Lyon

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Lyon I

Nous vous remercions de nous faire l'honneur de participer à ce jury de thèse. Nous avons appris à vos côtés l'intérêt et le plaisir de travailler à l'apport des nouvelles technologies en odontologie. Nous vous sommes reconnaissant pour l'énergie que vous mettez à nous transmettre votre savoir.

Table des matières

1	Introduction	1
2	Chirurgie guidée : généralités	3
2.1	Historique	4
2.2	Niveau de preuve.....	5
3	Principes de la chirurgie guidée	9
3.1	Fichier DICOM.....	10
3.2	Fichier STL	11
3.3	Notion de système ouvert et fermé	14
3.4	Matching.....	15
3.4.1	Définition	15
3.4.2	Méthode	16
3.4.3	Projet prothétique et planification implantaire.....	20
4	Impression 3D de bureau.....	25
4.1	Impression 3D conventionnelle	26
4.1.1	Généralités	26
4.1.2	Principe de fonctionnement	27
4.1.3	Biocompatibilité	29
4.1.4	Coût de fabrication.....	29
4.2	Imprimante 3D de bureau : la Form2	30
4.2.1	Biocompatibilité	31
4.2.2	Précision.....	31
4.2.3	Coût de l'impression 3D de bureau	37
5	Conclusion.....	39
6	Annexes.....	42
7	Table des illustrations	45
8	Bibliographie.....	47

1 Introduction

Le positionnement implantaire en chirurgie orale est dicté par deux paramètres indissociables : l'anatomie et le projet prothétique. Il est impératif de placer l'implant en fonction du volume osseux et des structures nerveuses et artérielles à risque mais également en fonction de la future prothèse. Le traitement sera considéré comme un échec si un de ces paramètres n'est pas respecté. Le flux numérique permet d'anticiper ces deux composantes en planifiant le positionnement de l'implant en fonction des données issues du cone beam du patient et du projet prothétique. La chirurgie guidée permet de positionner l'implant fidèlement à la planification en augmentant la précision de l'acte par rapport à une chirurgie à main levée. Longtemps tributaire de systèmes fermés coûteux, le développement de logiciels ouverts et d'imprimantes 3D de bureau permet au chirurgien de devenir maître de la conception et de la réalisation du guide.

L'alliance de ces procédés permet non seulement une réduction radicale des coûts de mise en œuvre permettant une démocratisation de la chirurgie guidée, mais également de recentrer le chirurgien au cœur de la réflexion augmentant ainsi l'anticipation des risques et des complications. Cette thèse a pour but d'expliquer le concept d'ouverture du flux numérique, le principe d'utilisation des logiciels ainsi que celui de l'impression 3D de bureau et de vérifier grâce à une analyse rigoureuse de la littérature si de tels protocoles présentent des degrés de précision compatibles avec une application clinique.

2 Chirurgie guidée : généralités

2.1 Historique

L'implantologie moderne naît au début des années 1980 et n'avait à cette époque aucun lien avec le monde du numérique. Il faut attendre 1993 pour que l'informatique y trouve une place avec la commercialisation du premier logiciel de planification implantaire : SimPlant®. Les praticiens ont alors la possibilité de visualiser les coupes anatomiques en trois dimensions sur un ordinateur, d'y confronter les données prothétiques et de positionner un implant virtuel (1). Ce type de logiciels permet de planifier de manière plus précise la position du futur implant mais n'offre pas une aide réelle lors de la chirurgie, il se limite à l'optimisation de la préparation mentale du chirurgien.

Dans la même année, le projet PHIDIAS étudie la réalisation de modèles physiques issus de l'imagerie radiologique afin de préparer la chirurgie en amont et de mieux visualiser en 3 dimensions les structures anatomiques (2).

C'est seulement en 1997 que le projet PISA travaille réellement sur l'élaboration de guides chirurgicaux permettant le transfert clinique de la programmation numérique du positionnement implantaire (2).

Plus tard, la chirurgie guidée se démocratise avec l'essor de logiciels dédiés comme NobelGuide® (Nobel biocare, Kloten, Suisse) ou SimPlant® (Materialise, Louvain, Belgique). Ces solutions proposent une philosophie fermée, utilisant des formats de fichiers informatiques propriétaires ne permettant pas une utilisation libre. Ce type de formats agit comme des verrous, l'utilisateur est contraint de suivre la chaîne numérique imposée par le constructeur, de la planification à la conception du guide chirurgical.

2.2 Niveau de preuve

Le positionnement implantaire est régi par deux grandes contraintes : l'anatomie du patient et la future prothèse, c'est le concept "restoration-driven approach" (3)(4)(5). L'analyse clinique et radiologique permet de trouver le meilleur compromis et de planifier virtuellement le positionnement des futurs implants de la manière la plus parfaite possible. L'enjeu pour le chirurgien est de retranscrire cliniquement cette position virtuelle de façon la plus fidèle. Pour cela, il existe deux possibilités :

- La chirurgie à main levée : le praticien s'imprègne des coupes radiologiques et de la planification qui a été effectué et tente mentalement de la reproduire le jour de la chirurgie.
- La chirurgie guidée :
 - Chirurgie guidée pilote : un guide chirurgical est positionné en bouche et oriente le forage pilote dans son axe et sa profondeur. La suite de la séquence et la pose de l'implant sont réalisées à main levée.
 - La chirurgie "half-guided" : toute la séquence de forage est guidée mais la pose de l'implant reste à main levée.
 - La chirurgie "full-guided" : le guide chirurgical conduit toute la séquence de forage et également la mise en place de l'implant.

La chirurgie guidée demande un travail en amont plus conséquent menant à l'élaboration du guide chirurgical (6). Plusieurs études ont évalué la précision de ces différentes techniques, l'ambition du chirurgien étant constamment de reproduire de manière la plus fidèle le positionnement virtuel de l'implant. Comme le souligne Jan D'Haese, il faut rester prudent avec ce type de technique et porter une grande attention aux étapes pré-chirurgicales d'élaboration du guide car il existe toujours une petite différence entre l'implant virtuel et le véritable positionnement chirurgical (7).

Les études analysant la précision des chirurgies implantaires se réfèrent toujours aux mêmes critères de jugement (cf. Figure 1) :

- L'angle α : l'angle de déviation entre l'axe de l'implant planifié et l'implant posé
- A : la distance en millimètres entre le col de l'implant planifié et le col de l'implant posé
- B : la distance en millimètres entre l'apex de l'implant planifié et l'apex de l'implant posé
- C : la variation en millimètres du niveau d'enfouissement

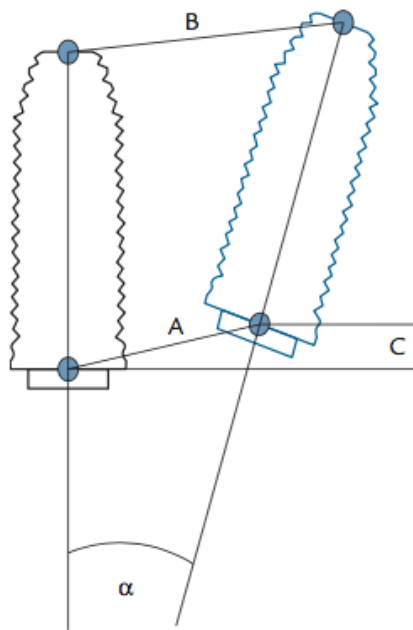


Figure 1 : Paramètres de références dans la littérature (8)

Ces mesures sont comparées entre les différents types de chirurgie pour en évaluer la précision. Elles sont significativement plus grandes lors de chirurgies à main levée, la chirurgie guidée est donc plus précise (8)(9)(10)(11)(12). Il est important de garder à l'esprit que le degré de précision dépend du support du guide, l'appui dentaire reste plus performant que les appuis osseux ou muqueux (13). Bien que les guides à appuis osseux ou muqueux offrent une moins bonne précision, ils restent cependant plus précis que la chirurgie à main levée chez l'édenté total (10), le plus important reste que le chirurgien connaisse ces limites de précision et en tienne compte en conservant des marges de sécurité (14)(15). En outre, il n'existe pas de différences significatives entre le positionnement en "full-guided" et en "half-guided", tous deux offrent des résultats comparables

(12)(16), bien que Bover-Ramos conseille tout de même de guider la pose de l'implant quand cela est possible (17).

L'équipe de Vercryussen a réalisé en 2014 une étude prospective pour comparer le taux de succès à un an des implants posés en méthode conventionnelle et par chirurgie guidée (18). Elle ne démontre aucune différence significative. Ces premiers résultats sont encourageants, mais il serait pertinent de mener d'autres études avec un suivi plus long. La revue systématique de la littérature de Laleman à ce sujet aboutit à des résultats similaires (19). Malheureusement, trop peu d'études randomisées comparant le taux de survie des implants placés en méthode conventionnelle et en chirurgie guidée existent et cette revue systématique n'a pu analyser que les résultats en chirurgie guidée sans comparaison avec celle à main levée. Pour l'instant aucune différence n'a été établie, mais d'autres études doivent être portées.

En 2018, Younes réalise une étude prospective randomisée comparant la précision des méthodes à main levée, guide pilote et "full-guided" et conclut que lorsqu'un positionnement parfait de l'implant est nécessaire, l'approche full-guided doit être considérée comme le gold standard (12). Il est clair que pour chaque patient, peu importe le contexte anatomique, le chirurgien doit parfaitement positionner l'implant selon les contraintes biologiques et prothétiques. Selon Younes, la chirurgie full-guided devrait donc être proposée dès que possible puisqu'il n'existe pas de situation où un positionnement imparfait est acceptable. La balance bénéfice risque est en faveur de la démocratisation de la chirurgie guidée, pourtant elle reste assez peu pratiquée. Plusieurs études suggèrent que le facteur limitant est économique : les coûts de mise en oeuvre de la chirurgie guidée sont bien trop importants (6)(20)(19). L'étude de Cohen sur l'état des lieux de la chirurgie guidée en France va dans le même sens car elle remarque que 80,1% des praticiens interrogés pratiquant l'implantologie n'ont pas recours à la chirurgie guidée et 53,2% indiquent que la raison principale est l'importance du coût (21). La balance bénéfice/coût semble être défavorable à l'utilisation de guides. Le défi est de diminuer les coûts d'application sans sacrifier la précision des techniques. L'utilisation de logiciels

ouverts de planification implantaire et de conception de guides couplée aux recours d'imprimantes 3D de bureaux semble permettre de réussir ce challenge.

3 Principes de la chirurgie guidée

Utiliser le flux numérique en implantologie implique le maniement de différents types de fichiers informatiques indispensables. Un fichier informatique est défini par son extension. Une image numérique sera souvent traitée au format .JPEG, ce qui constitue l'extension du fichier.

Deux formats de fichiers essentiels pour la planification et la réalisation d'un guide chirurgical sont traités : les fichiers.DICOM et les fichiers STL.

3.1 Fichier DICOM

Le format DICOM, acronyme de "Digital imaging and communication in medicine", est la référence internationale pour le traitement des fichiers radiologiques. Il permet d'échanger et de lire des données radiologiques de manière universelle (cf. Figure 2).

Pour la planification implantaire numérique en trois dimensions, il est nécessaire d'utiliser des fichiers DICOM issus de deux types d'acquisition :

- Le Cone Beam (rayonnement à faisceau conique)
- Le scanner

Ces systèmes reposent sur le principe d'émission/réception de rayon X et ont donc un potentiel d'irradiation pour le patient.

L'utilisation de tels systèmes permet l'obtention d'une information radiologique dite "en couche", autorisant l'analyse tridimensionnelle des structures anatomiques cranio-faciales, essentielle à la bonne planification implantaire.

Comme le démontre l'équipe de Jacobs, le développement de l'acquisition par faisceau conique (Cone Beam) permet de réduire l'irradiation et le coût des examens 3D (22,23). Il reste nécessaire de toujours mettre en balance l'intérêt du diagnostic, le degré de précision nécessaire et les caractéristiques biologiques du patient afin de toujours minimiser l'irradiation et respecter le principe ALADAIP (As Low as Diagnostically Acceptable being Indication-oriented and Patient-

specific), évolution du principe ALARA comme le suggère l'équipe de recherche du projet DIMITRA (22).

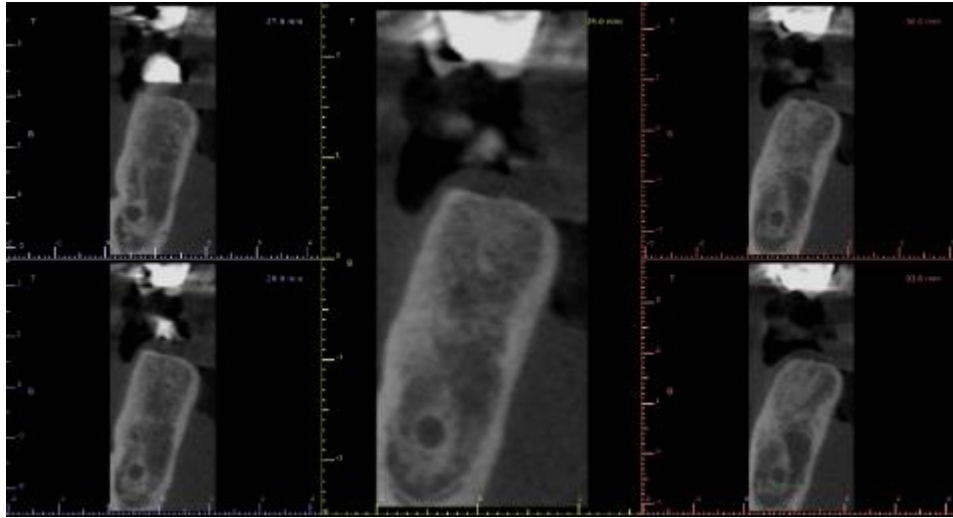


Figure 2 : Coupe sectionnelle issue du Cone Beam d'un patient : volume osseux, axe et dimensions, nerf alvéolaire inférieur

3.2 Fichier STL

Le fichier STL, acronyme de fichier de stéréolithographie, définit la géométrie de surface d'un objet. Il permet de décrire la surface de l'objet sous forme d'un maillage polyédrique à facettes triangulaires (24).

En ce qui concerne le design des guides chirurgicaux, le fichier STL est la plupart du temps obtenu à partir de la numérisation de l'empreinte du patient, il contient donc sa situation clinique (cf Figure 3).

Il existe différentes méthodes d'acquisition du fichier STL :

- Empreinte classique, coulée, scan de laboratoire du modèle en plâtre
- Empreinte classique, coulée, Cone Beam du modèle en plâtre
- Empreinte classique, Cone Beam de l'empreinte, coulée numérique
- Empreinte classique, scan de laboratoire de l'empreinte
- Empreinte classique, empreinte optique du modèle en plâtre
- Empreinte optique directement en bouche

Ces différentes méthodes ont des niveaux de précision différents.

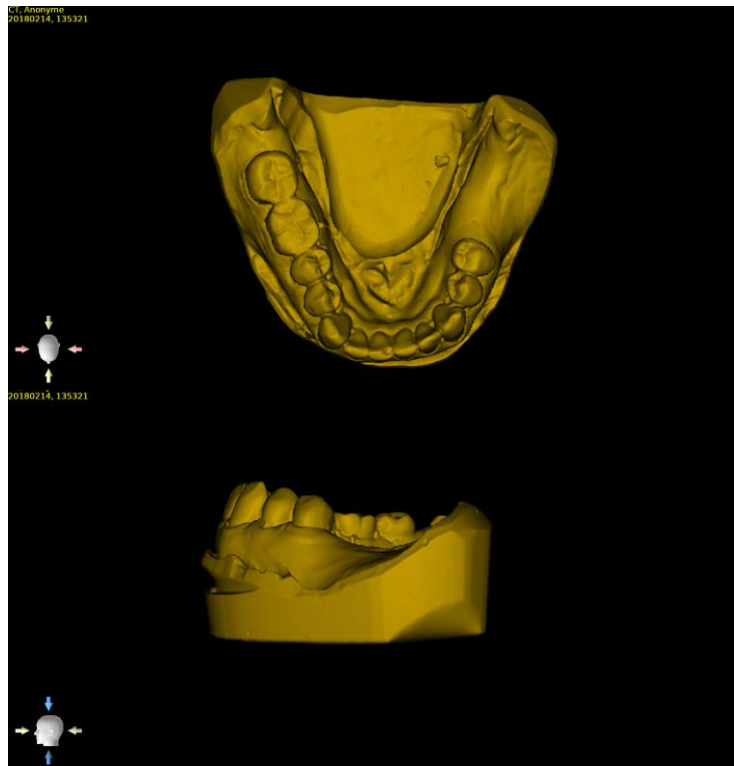


Figure 3 : Fichier STL de l'empreinte du patient, obtenu par scanner optique de laboratoire. Il comprend l'information surfacique de la situation clinique du patient

Plusieurs études comparent le niveau de précision des empreintes conventionnelles par rapport aux empreintes optiques. Ces études concluent que les empreintes aux silicones ou aux polyéthers sont significativement plus précises que les scanners intra-oraux, surtout en ce qui concerne les empreintes de grandes étendues (25). Il reste également impératif d'être critique sur le résultat d'une empreinte optique et le praticien ne doit pas hésiter à la reprendre s'il la juge de mauvaise qualité (26). Il faut connaître les limites des techniques mises en œuvre, qu'elles soient physiques ou numériques.

D'autres études comparent les différentes méthodes de numérisation des données : cone beam, scanner intra-oral et scanner de laboratoire. Wesemann et al conclut que la technique de référence reste actuellement l'empreinte conventionnelle, coulée en plâtre et numérisation du modèle via un scanner de laboratoire (27). Les scanners de laboratoire peuvent atteindre des niveaux de précision inférieurs à 10 microns (28). L'équipe de Wesemann observe

également que les scanners intra-oraux sont légèrement plus précis que le Cone Beam d'un modèle au plâtre qui, lui, offre de meilleurs résultats que le Cone Beam de l'empreinte (27). En parallèle, Peng démontre qu'il est préférable de réaliser le cone beam d'une empreinte plutôt que le scan laboratoire d'une empreinte (29,30). Enfin, plusieurs études montrent que le niveau de précision n'est pas égal en fonction des différents systèmes utilisés, que ce soit pour les scanners de laboratoire ou pour les scanners intra-oraux (26)(29). Aussi, les scanners intra-oraux trouvent souvent leurs limites dans l'acquisition des arcades complètes et il est donc préférable d'utiliser ce type d'appareil seulement pour des enregistrements partiels. Toutefois, les avancées technologiques dans ce domaine évoluent constamment et de nouvelles études comparant les futurs dispositifs commercialisés seront nécessaires pour évaluer à nouveau leur efficacité.

Bien qu'il serait pertinent de réaliser des études comparant le niveau de précision d'une chirurgie guidée en fonction de la méthode d'acquisition du fichier STL, les différents résultats que nous venons de mettre en évidence nous permettent de proposer une hiérarchie dans la précision des différentes techniques :

Du plus précis au moins précis :

1. Empreinte conventionnelle, coulée au plâtre, scan laboratoire
2. Empreinte optique en bouche
3. Empreinte conventionnelle, coulée au plâtre, empreinte optique du modèle
4. Empreinte conventionnelle, coulée au plâtre, cone beam du modèle
5. Empreinte conventionnelle, cone beam de l'empreinte
6. Empreinte conventionnelle, scan laboratoire de l'empreinte

Toutefois, même si Wesemann remarque qu'au fauteuil le temps de l'empreinte optique est en moyenne 27% plus long, Burzinsky rappelle que l'empreinte optique est vécue comme plus confortable par le patient (31).

En termes de temps, de coût et de précision, voici les points forts et faibles de chaque technique (cf. Figure 4) :

Technique	Temps	Coût	Précision
Plâtre Scan	-	+	+
Optique directe	-	-	+
Optique indirecte	-	-	+
Plâtre CBCT	+	+	-
Empreinte CBCT	+	+	-
Empreinte Scan	+	+	-

Figure 4 : tableau de comparaison des avantages et inconvénients des techniques d'acquisition des fichiers STL

On constate que la technique d'empreinte conventionnelle, coulée en plâtre et scanner de laboratoire, offre un très bon compromis en termes de coût et de précision : elle reste ainsi la technique de choix. Les techniques faisant appel au Cone Beam ont l'avantage d'être rapides et peu coûteuses mais manquent de précision : elles sont donc à favoriser pour l'élaboration de modèle d'étude numérique. Elles sont également indispensables en cas de présence d'artefacts car elles permettent le recours à la méthode double scan chez l'édenté partiel comme nous l'étudierons dans le chapitre sur le matching.

3.3 Notion de système ouvert et fermé

Dans la chaîne de conception et de production de guides chirurgicaux, plusieurs logiciels et protagonistes interviennent. Afin que les données puissent être partagées et traitées par tous, il est impératif d'utiliser des formats de fichiers compatibles. Il y a pour cela deux solutions :

- Les systèmes fermés : toute la chaîne de production, machines et logiciels, est détenue par le même constructeur qui utilise des formats de fichiers propriétaires. Ces fichiers sont cryptés pour n'être exploitables que

par les outils de ce constructeur. Les clients sont donc obligés d'acheter toute la chaîne de production à la marque qui propose ce cryptage.

- Les systèmes ouverts : ils reposent sur l'utilisation de fichiers universels, en l'occurrence des DICOM et des STL qui ne sont soumis à aucun cryptage et peuvent donc être exploités par n'importe quel logiciel. Le praticien a alors le choix d'utiliser la machine la plus adaptée à ses besoins à chaque étape du flux et n'est pas dépendant d'un constructeur en particulier. Cette philosophie permet de diminuer considérablement les coûts d'exécution et émerge de plus en plus dans le monde de la dentisterie.

Il est à noter que certains constructeurs proposent des passerelles payantes pour convertir leur format de fichier propriétaire en format universel, mais ce type de pratique s'éloigne de la philosophie de l'ouverture du flux numérique qui vise à abolir les barrières fixées par les constructeurs.

3.4 Matching

3.4.1 Définition

Le matching consiste en la superposition des fichiers DICOM et STL afin d'obtenir, au sein du logiciel de planification, les données radiologiques et cliniques au même endroit et ainsi pouvoir les confronter. Comme le souligne Schaefer, cette action a pour but de trouver la meilleure position chirurgicale et prothétique de l'implant, mais également de pouvoir concevoir le guide chirurgical (32). On ne peut concevoir un guide chirurgical que sur un fichier STL, c'est un dogme informatique. Il est donc impératif de superposer ces deux fichiers de manière la plus précise possible ; le guide chirurgical est conçu sur le STL en fonction de la planification de l'implant sur le DICOM. S'il existe une erreur de repositionnement d'un fichier par rapport à l'autre, il en résultera une erreur de positionnement implantaire lors de la chirurgie égale à la valeur de décalage des deux fichiers (cf. Figure 5). Ainsi, si une erreur de 1,5mm est commise lors du

matching, la chirurgie guidée aboutira à un positionnement implantaire décalé de 1,5mm par rapport à la planification et l'implant pourra par exemple se situer hors de l'os. On comprend ainsi l'importance de cette étape et le soin qu'il faut y apporter.



Figure 5 : Coupe sectorielle après matching du DICOM et du STL. Contient l'information volumique : le tissu osseux et dentaire en coupe, ainsi que la coupe du fichier STL qui suit parfaitement le contour de la dent

3.4.2 Méthode

Afin de procéder au matching des fichiers DICOM et STL, il est impératif de déterminer des points communs entre ces deux fichiers et de les renseigner dans le logiciel. Les différents logiciels de planification implantaire de chirurgie guidée disposent d'un algorithme permettant de superposer les deux fichiers à partir de la sélection de points communs renseignés à la fois sur le DICOM et sur le STL par l'utilisateur. Les logiciels fermés comme SimPlant® mais également les logiciels ouverts comme BlueSkyPlan® proposent de telles solutions, ceci est impératif car le matching est véritablement l'étape clé de la conception des guides chirurgicaux.

3.4.2.1 Matching de l'édenté partiel

Il existe trois grandes familles de tissus biologiques enregistrées sur les deux fichiers :

- Sur le fichier DICOM : les tissus osseux et les tissus dentaires
- Sur le fichier STL : les tissus dentaires et les tissus mous

Les tissus mous sont légèrement enregistrés sur le fichier DICOM mais pas de manière assez précise pour être exploitables, ils ne présentent pas une radio-opacité suffisante. On comprend ainsi que les seuls éléments communs aux deux fichiers sont les dents, ce sont donc ces éléments qui vont nous permettre de réaliser le matching :

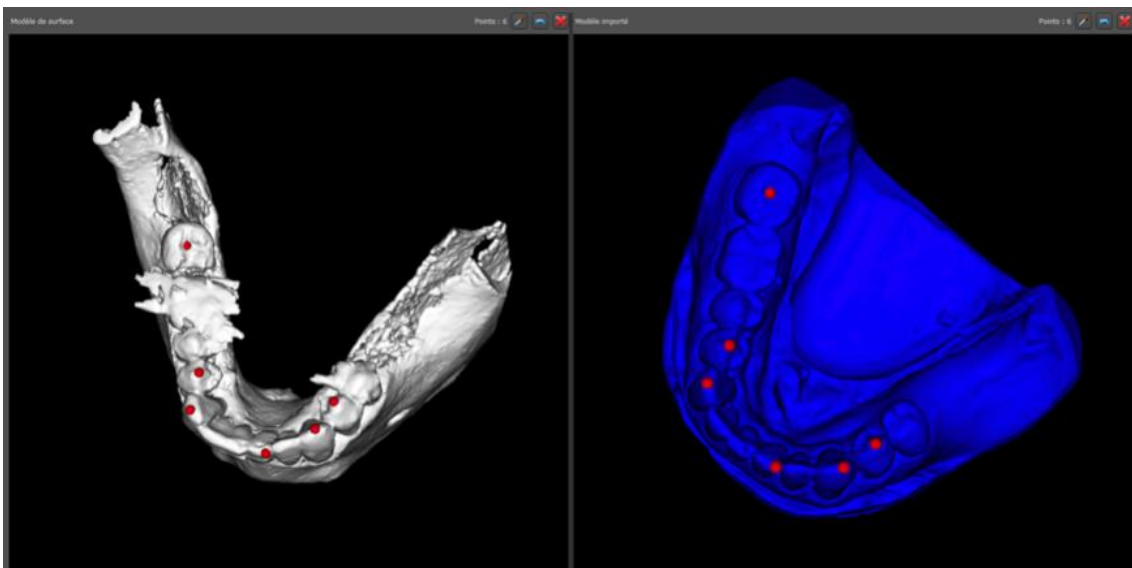


Figure 6 : Des points parfaitement identifiables tels que les fosses et les pointes cuspidiennes sont reconnus sur la reconstruction volumique issu du DICOM et sur le STL par le praticien

Afin de pouvoir utiliser les fosses et les pointes cuspidiennes comme repères, il est nécessaire de réaliser l'examen Cone Beam du patient en inocclusion. Il est alors facile d'identifier ces repères sur le DICOM (cf. Figure 6).

Il existe cependant des situations où les rayons X ne sont pas performants pour enregistrer avec précision les éléments dentaires : les rayons X traversent difficilement les éléments métalliques présents en bouche et suffisamment peu parviennent au capteur formant ainsi des artefacts (33). La présence de quelques

artefacts complique fortement l'étape de matching et lorsqu'ils sont nombreux, cela devient impossible en méthode traditionnelle (34). En effet, la présence d'artefacts peut rendre inexploitable la lecture de l'information des tissus dentaires, supprimant ainsi le seul point commun entre les deux fichiers (cf. Figure 7, Figure 8).

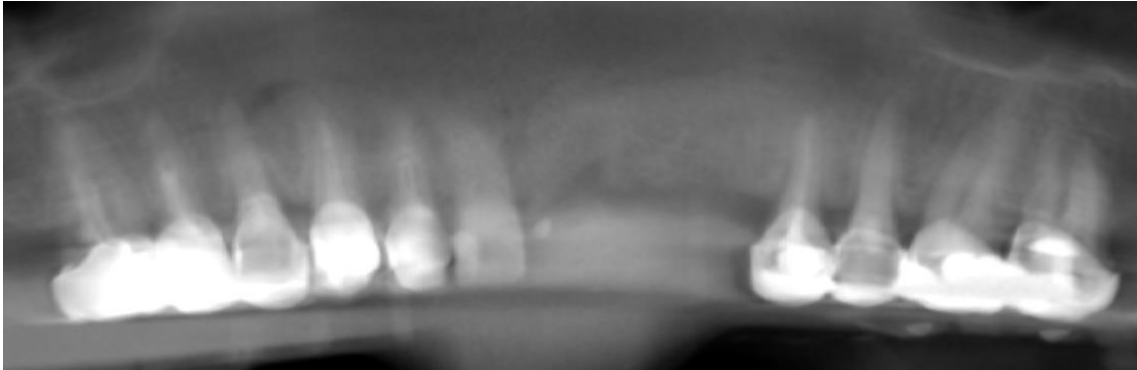


Figure 7 : Coupe panoramique d'un patient présentant des éléments métalliques en bouche

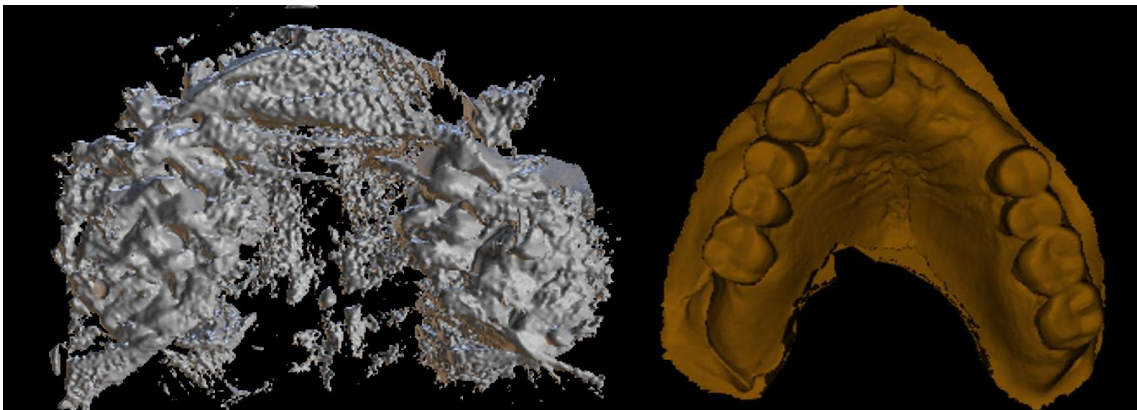


Figure 8 : Rendu volumique issu du DICOM (à gauche) et fichier STL de l'empreinte du patient à droite. Il est impossible de trouver suffisamment de points communs entre les deux fichiers pour réaliser un matching précis

En présence d'artefacts, il est impératif de créer des points communs entre les deux fichiers, ces points communs doivent répondre à plusieurs critères :

- Être radio-opaques afin d'être identifiables sur le DICOM
- Être à distance des artefacts pour ne pas être noyés à l'intérieur
- Être présents à la fois sur le fichier STL et sur le fichier DICOM

Il existe une solution proposée par les logiciels de planification ouvert comme BlueSkyPlan® utilisant le principe de la méthode « double scan » (34,35). Cette technique est inspirée du double scan via un guide radiologique porteur de

repères radio-opaques (36). Cette solution consiste à utiliser un porte empreinte agrémenté de marqueurs radio-opaques comme intermédiaires de matching.

L'utilisation de cette technique contraint le clinicien à obtenir le fichier STL de travail via le cone beam de l'empreinte, or comme le souligne l'équipe de Wesemann (27), cette solution n'est pas la plus précise. Afin d'optimiser le procédé, il convient de couler l'empreinte et de la numériser via un scan de laboratoire afin d'obtenir un nouveau STL de travail qui sera surmatché au premier STL. Cette étape est relativement facile car il existe une infinité de points communs entre ces deux fichiers. Le résultat du matching entre ces deux STL est très bon tout en permettant d'obtenir un modèle en plâtre numérique plus précis. Cette étape ajoute cependant un risque car elle implique un surmatching.

Aucune étude à l'heure actuelle n'a comparé la précision de la chirurgie guidée en fonction du mode d'acquisition du fichier STL et de la méthode de matching. Il serait nécessaire d'en réaliser. Toutefois, il convient de minimiser les risques en employant toujours la méthode la plus précise lors des différentes étapes (acquérir le STL grâce à un scanner de laboratoire, minimiser le nombre d'étapes de matching, systématiser le contrôle du résultat de chaque étape.)

3.4.2.2 Matching de l'édenté total

L'étape de matching, dans le cas de l'édenté total, fait appel à une solution de double scan différente (36) : elle a été décrite pour la première fois par Jacobs en 1999 (36,37), puis par Steenberghe en 2002 (38). Le patient ne présente plus d'élément dentaire pouvant servir soit de point commun, soit de support à un l'intermédiaire de matching qu'est le porte empreinte avec ses marqueurs radio-opaques. Il est donc nécessaire d'utiliser une technique différente. Cette fois-ci, c'est la prothèse totale du patient qui va servir d'intermédiaire de matching. Cette prothèse va également être utilisée comme projet prothétique. Le futur guide chirurgical sera une copie exacte de la prothèse du patient, incrémentée des tubes de guidage. Pour cette technique, il est impératif que la prothèse totale du patient réponde scrupuleusement aux critères de validités fondamentaux (39).

Elle doit ainsi offrir de parfaites sustentation, stabilisation et rétention. Elle doit également être fonctionnelle et esthétique, afin de valider le projet prothétique. Si le patient n'est pas porteur d'un tel appareil amovible, il est nécessaire de passer par des phases d'empreintes primaire et secondaire afin d'en concevoir une (39).

Lors de la chirurgie guidée chez l'édenté total, il convient d'utiliser des clavettes pour fixer le guide dans l'exacte même position que la prothèse lors de l'acquisition du DICOM en utilisant une clé de repositionnement occlusale et ainsi augmenter la précision de la chirurgie (40).

3.4.3 Projet prothétique et planification implantaire

Le placement implantaire doit toujours être dicté à la fois par la biologie du patient et par la future prothèse. Il est nécessaire de confronter ces deux données et de procéder à des techniques de reconstructions osseuses et parodontales si nécessaire (4,5). Cette philosophie est appelée "restorative-driven approach" (3)

3.4.3.1 Réhabilitation d'un édentement partiel

L'analyse des contraintes biologiques du patient doit être rigoureuse et comprend plusieurs facettes décrites par Handelsman, comme l'examen des rapports occlusaux, de l'état parodontal et endodontique ou encore de la quantité et de la qualité du volume osseux (4).

Afin de confronter les données prothétiques et anatomiques, il n'est plus nécessaire de systématiser l'utilisation de guides radiologiques durant l'examen cone beam comme le suggérait Greenberg (35). Le flux numérique ouvert permet de mettre en rapport ces deux informations grâce à des manipulations au niveau des fichiers STL et d'aboutir à une planification selon le principe de "crown-down" décrit par Scherer (41)(cf. Figure 9, Figure 10, Figure 11, Figure 12) :

1. Positionnement virtuel de l'implant selon les contraintes anatomiques
2. Modélisation numérique du wax up de la future prothèse

3. Ajustement de la position, de la trajectoire et de l'angulation virtuelle de l'implant pour répondre aux contraintes prothétiques
4. Validation du positionnement implantaire ou indication de greffe osseuse, changement de design implantaire ou modification du plan de traitement prothétique.

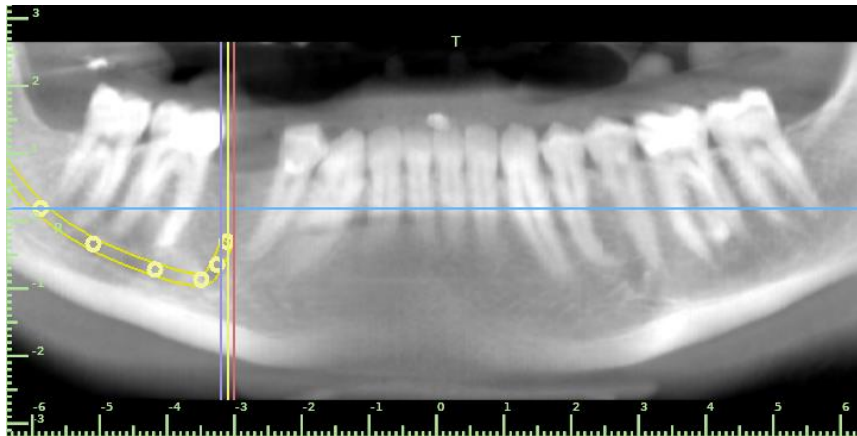


Figure 9 :Coupe panoramique issue du cone beam

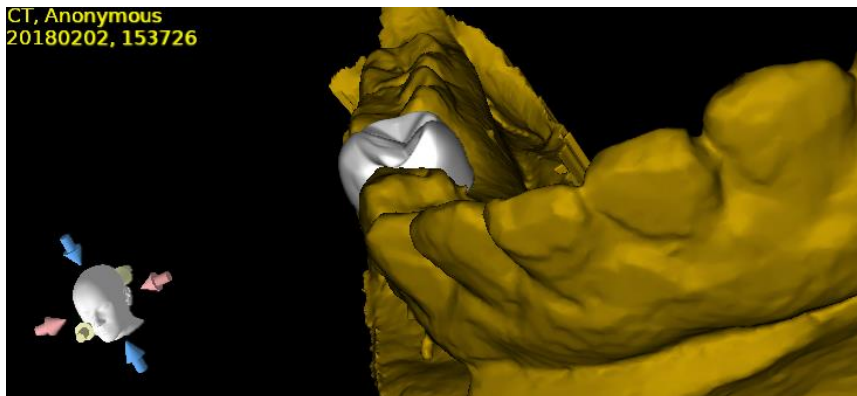


Figure 10 : Vue mésiale du wax up et du couloir prothétique

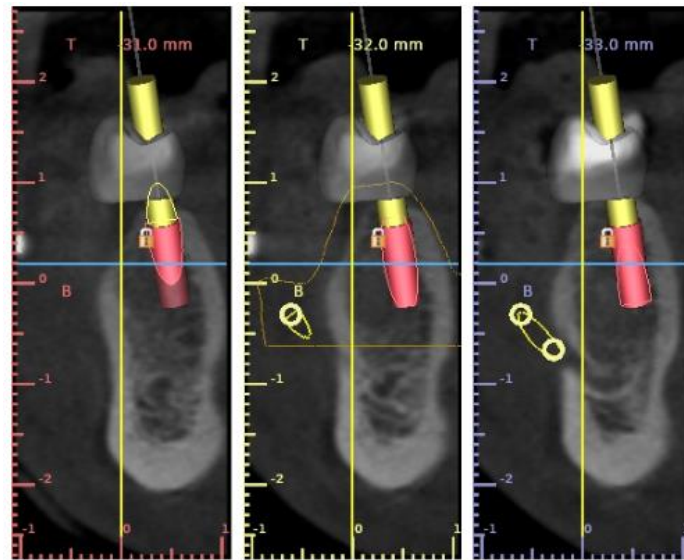


Figure 11 : Coupe sectorielle de l'implant et du projet prothétique



Figure 12 : Vue occlusale : projet prothétique et planification implantaire

3.4.3.2 Réhabilitation d'un édentement complet

Chez le patient édenté total, il est fortement conseillé de programmer la réhabilitation implanto-portée après validation d'une prothèse amovible complète existante ou de la réaliser le cas échéant, comme le souligne Chan (42). Ceci permet de valider des critères essentiels comme la dimension verticale d'occlusion, les courbes occlusales, le couloir prothétique ou encore l'esthétique de la future prothèse. Cela est impératif pour réaliser une chirurgie guidée car l'intrados du guide sera la réplique de l'intrados de la prothèse validée, qui aura donc fait l'objet d'empreintes primaire et secondaire afin d'obtenir une stabilité et une sustentation optimales, offrant ainsi de meilleurs critères de précision (39).

Lors de cette technique, la prothèse validée fera l'objet d'un protocole double scan détaillé précédemment (cf. Figure 13). Il en résultera le matching entre le DICOM du patient et sa prothèse totale (cf. Figure 14). La planification implantaire pourra donc être réalisée selon le projet prothétique représenté par la prothèse (cf. Figure 15, Figure 16) et le guide chirurgical sera également réalisé à partir de cette prothèse. Le guide est en effet une réplique de la prothèse incrémentée de trous de guidage.

Cette technique permet une grande anticipation des résultats prothétiques, les implants sont positionnés selon les critères de la future réhabilitation, l'angulation des piliers coniques est déterminée à l'avance ce qui facilite également les étapes de réalisation prothétique. Afin d'avoir une bonne reproductibilité des résultats, cette technique peut être considérée comme indispensable en chirurgie guidée chez l'édenté total.

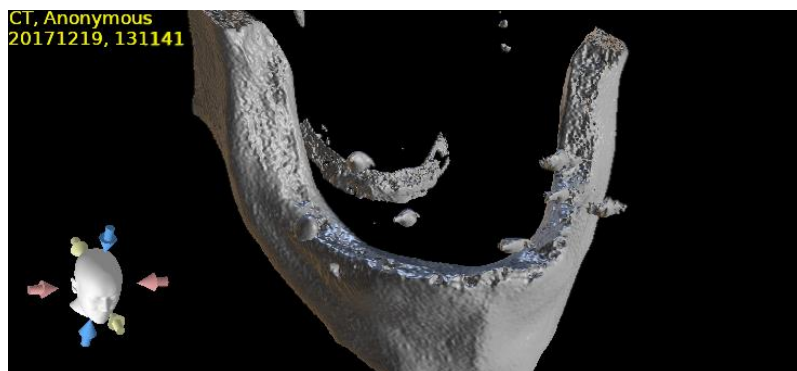


Figure 13 : Reconstruction 3D du volume osseux et des points de composite radio-opaques de la prothèse totale

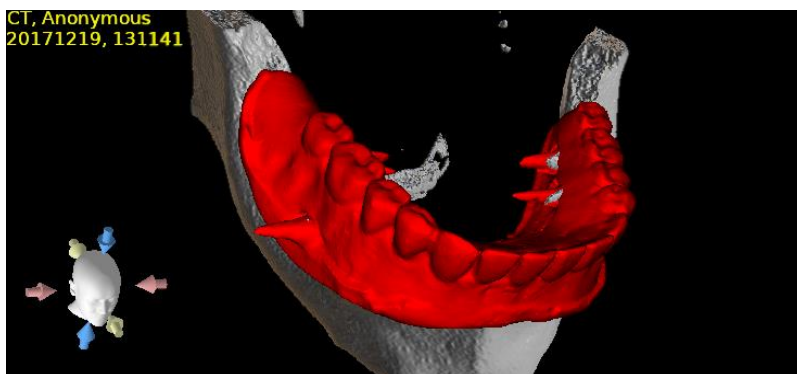


Figure 14 : Reconstruction 3D du matching

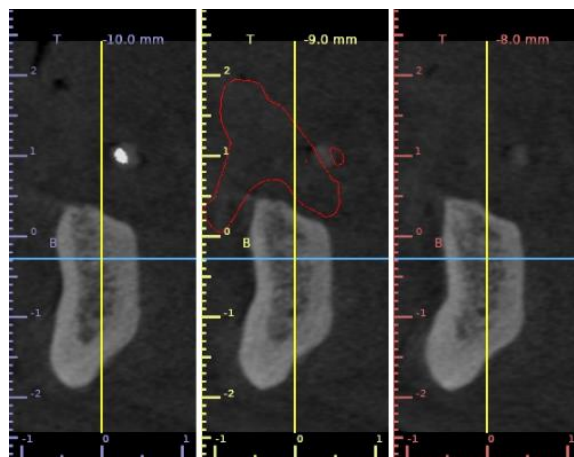


Figure 15 : Coupe sectorielle : volume osseux et projet prothétique

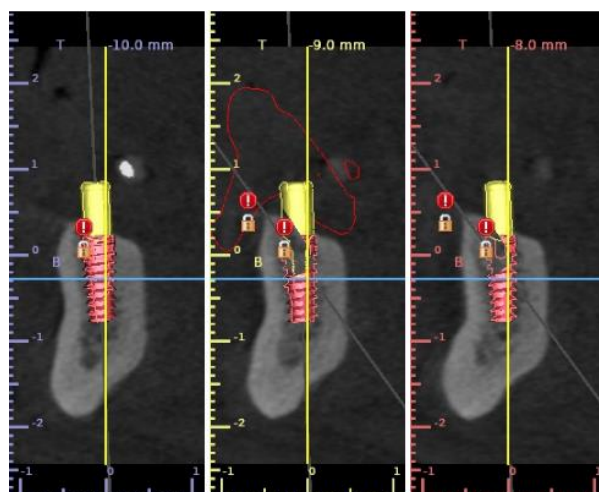


Figure 16 : Coupe sectorielle : implant et projet prothétique, pilier locator en place

4 Impression 3D de bureau

4.1 Impression 3D conventionnelle

4.1.1 Généralités

L'impression 3D regroupe les procédés dits « d'additive manufacturing (AM) », de fabrication additive en français. Elle regroupe les procédés permettant de fabriquer des pièces, par ajout successif de couches de matière, à partir d'un modèle numérique, sans recourir à de l'outillage (43). Elle s'oppose aux méthodes dites "soustractives" comme l'usinage. Les matériaux utilisés se trouvent sous différentes formes et sont multiples : des plastiques, des métaux, de la céramique, du papier, du bois, des cires, des composites ou même des biomatériaux.

Il existe 7 grands procédés de fabrication additive :

- Photopolymérisation en cuve
- Projection de matière
- Projection de liant
- Extrusion de matière
- Fusion sur lit de poudre
- Dépôt de matière sous énergie concentrée
- Stratification de couche

La stéréolithographie est une sous-catégorie de la photopolymérisation en cuve. C'est la méthode la plus ancienne, elle a été inventée en France en 1984 (44). Dans la grande majorité des études, les auteurs ont recours à ce type de procédés d'impression pour l'élaboration des guides chirurgicaux. Comme le suggère Ragai-Edward Matta, les méthodes de fabrication doivent offrir une précision suffisante pour les chirurgies, mais en comparant différents procédés il ne trouve pas de différences significatives sur le positionnement implantaire (45). Cela laisse supposer qu'une certaine tolérance est acceptable en termes de précision de fabrication. C'est finalement plus le type de support (dentaire, osseux ou muqueux) qui importe que la méthode de fabrication, et la

stéréolithographie est la technique de référence (46). Nous allons en détailler le principe de fonctionnement avant de réfléchir à une méthode de diminution des coûts.

4.1.2 Principe de fonctionnement

Comme le rappelle Obaton, la stéréolithographie fonctionne selon le principe de photopolymérisation en cuve par laser point par point (47). Les imprimantes disposent d'une cuve remplie de polymères liquides capables de polymériser (cf. Figure 17), de durcir, sous l'action de la lumière. Elles présentent également une plateforme de translation capable de se déplacer selon l'axe vertical au fur et à mesure de l'impression de la pièce. Cette plateforme est le support sur lequel l'objet se polymérise. Enfin, c'est grâce à la présence d'un laser réfléchi sur un miroir que les polymères peuvent être activés point par point. Voici le déroulement des étapes de l'impression :

- La plateforme de translation s'immerge dans la cuve de photopolymères liquides. La profondeur d'immersion est égale à l'épaisseur d'une couche.
- Les polymères sont activés point par point par le laser réfléchi par un miroir. Cela s'effectue selon les informations du design de la pièce contenu dans le modèle numérique mais également des supports de construction qui ont été ajoutés avant le lancement de l'impression. Ils servent à combler le vide entre les couches et ainsi permettent l'impression de zones non soutenues par la pièce elle-même. Ces supports seront ensuite retirés engendrant une légère imprécision au niveau de la zone de jonction entre le support et l'objet. Il est donc impératif de ne pas prévoir ces supports dans des zones critiques comme le tube de guidage ou au niveau des faces occlusales des dents support du guide. Il convient donc de les disposer au niveau de l'extrados et à distance du tube de guidage.
- La plateforme descend alors d'une épaisseur de couche et soutient ainsi à nouveau des polymères liquides.
- L'étape de polymérisation se renouvelle avec durcissement des polymères via le faisceau laser selon le design de l'objet transmis par le modèle numérique, et des supports de construction si nécessaire.

- Ces étapes se succèdent : polymérisation, mouvement vertical de la plateforme de translation, polymérisation et ainsi de suite jusqu'à obtention de la pièce complète.
- La dernière étape consiste au post-traitement (peut varier selon les constructeurs) :
 - Suppression des supports (cf. Figure 18)
 - Post polymérisation par une nouvelle exposition UV.

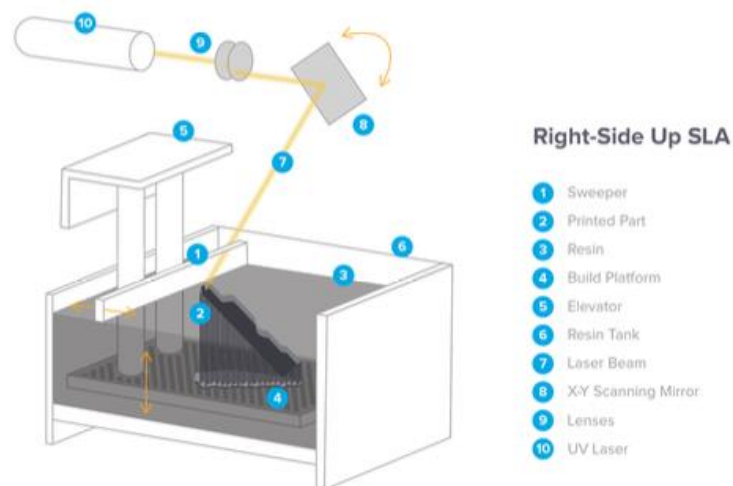


Figure 17 : Principe de fonctionnement de la stéréolithographie (48)

Exemple de supports de construction :



Figure 18 : Exemple de supports de construction (48)

4.1.3 Biocompatibilité

Les guides chirurgicaux sont des dispositifs médicaux et doivent, par conséquent, faire l'objet d'une certification de classe. Il en existe 4 :

- Classe I : dispositifs médicaux non invasifs ou invasifs à usage temporaire
- Classe II : dispositifs médicaux invasifs à court terme et ceux à long terme de 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 circulatoire et nerveux

Les guides chirurgicaux sont des dispositifs médicaux invasifs mais à usage temporaire : moins de 1 heure (49). Ils doivent donc être certifiés de classe I.

Avant leur utilisation, ils doivent également faire l'objet d'une antisepsie stricte. La résine doit être capable de résister aux cycles de stérilisation selon les normes européenne (50) sans subir de modification tridimensionnelle.

4.1.4 Coût de fabrication

La fabrication des guides chirurgicaux par stéréolithographie est depuis toujours assurée par des imprimantes 3D industrielles, volumineuses et très onéreuses : entre 100 000 et 500 000 euros (51). Cette somme impacte directement le prix du guide chirurgical et rend impossible, pour le chirurgien-dentiste, d'acquérir de telles machines et de gérer lui-même l'élaboration du guide. Ce type d'imprimante est généralement inscrit dans une chaîne de conception et fabrication fermée, enfermant le praticien dans un circuit verrouillé, majorant également les coûts.

Il existe depuis quelques années une alternative aux imprimantes industrielles : les imprimantes 3D dites de bureau (Desktop 3D printers). Ces machines ont été conçues dans le but de rendre l'impression 3D plus accessible, aussi bien en

termes de coût que de volume. Leur essor est possible depuis peu avec l'expiration des brevets concernant les techniques d'impression 3D. Ces imprimantes vont avoir des caractéristiques un peu différentes des machines industrielles que nous allons détailler. Il existe différentes marques proposant de telles solutions, nous allons ici développer le modèle Form2® de la société Formlabs®. Ce modèle présente plusieurs avantages : son rapport coût/précision, sa résine biocompatible stérilisable et le fait que la plupart des auteurs l'aient choisie pour leur étude dans le domaine médical.

L'impression 3D est très utilisée dans l'univers médical de manière générale et la diminution des coûts de mise en œuvre fait l'objet de nombreuses recherches. En neurochirurgie, plusieurs auteurs proposent déjà l'utilisation de ces imprimantes 3D de bureau pour la fabrication d'implants de cranioplastie par exemple (52) (53). L'objectif est simple : utiliser des outils capables d'offrir une précision suffisante par rapport au champ d'application.

4.2 Imprimante 3D de bureau : la Form2

Le système d'impression 3D de bureau Form2® comprend à la fois la machine et le logiciel de traitement des STL pour le rajout d'éventuels supports de construction (cf. Figure 19).

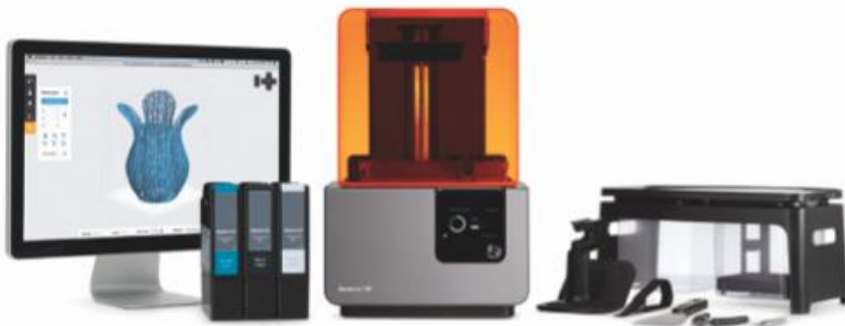


Figure 19 : Logiciel Preform® de formlabs®, cassettes de résine, imprimante formlabs®, outils de post traitement (48)

4.2.1 Biocompatibilité

La résine Dental SG a fait l'objet d'analyse et de certification par la chambre des commerces. Plusieurs tests ont été effectués, notamment sur :

- Cytotoxicité
- Sensibilisation
- Irritation
- Toxicité systémique
- Génotoxicité

Les résultats de ces tests ont permis l'obtention de l'accréditation de la norme iso 10993-1 sur l'évaluation biologique des dispositifs médicaux attestant sa biocompatibilité (Annexe 1).

Elle a également fait l'objet d'une déclaration de conformité et a obtenu la norme de classe I essentielle pour son utilisation en chirurgie implantaire guidée. (Annexe 2).

4.2.2 Précision

Le principe de fonctionnement est celui de la stéréolithographie détaillé précédemment : fusion laser point par point dans un bain de polymères liquides. La précision de toute impression 3D va dépendre de plusieurs éléments :

- La résine utilisée
- La géométrie de l'objet
- La taille de l'objet
- La génération des supports de construction

Le procédé est cependant légèrement modifié car les mouvements du plateau de translation sont inversés : celui-ci s'éloigne un peu plus à chaque couche du réservoir plutôt que de s'y immerger (cf. Figure 20). Cette méthode est intitulée "upside down". Elle présente plusieurs avantages comme un entretien facilité aussi bien en termes de nettoyage que de changement des éléments comme le

réservoir. Elle permet surtout de réduire la taille de la machine et ainsi diminuer nettement le coût et rendre l'impression 3D de bureau possible.



Figure 20 : Principe de fonctionnement de la stéréolithographie inversée (48)

La méthode de post production est la suivante (54):

- Étape de rinçage : immerger la pièce dans un bain d'acide isopropylique à 96% pendant 5 minutes puis dans un second bain du même acide inutilisé pendant 5 minutes supplémentaires
- Étape de durcissement : une exposition de 10 minutes à une lumière d'UV-A bleus (315 - 400 nm) et d'UV-bleus (400 - 550 nm) d'une puissance de 108 watts, dans un environnement chauffé à 60°C.
- Suppression des supports

Il existe des machines permettant l'automatisation des étapes de rinçage et de durcissement, elles sont commercialisées sous le nom de Formwash® et Formcure® (cf. Figure 21, Figure 22, Figure 23, Figure 24, Figure 25, Figure 26) :



Figure 21 : Outils de post-traitement automatisés : forwash® et formcure® (48,55)

Voici les différents aspects du guide au cours du cycle de fabrication (56) :



Figure 22 : Brute après impression



Figure 23 : Après bain d'acide et exposition UV



Figure 24 : Après suppression des supports



Figure 25 : Après assemblage de la douille



Figure 26 : Après stérilisation

Pour étudier la précision d'impression, il convient d'imprimer une grande quantité d'objets à partir du même fichier numérique, puis de scanner les pièces obtenues via un scanner de laboratoire très précis afin de comparer le nouveau fichier STL obtenu avec le fichier STL d'origine. Il est alors possible de calculer les écarts entre les deux fichiers via des logiciels spécialisés.

Ayant recours à ce type de méthodologie, Formlabs® évalue la précision moyenne de la Form2® entre 50 microns et 200 microns. En outre, 95% des mesures sont inférieures à 240 microns de différence par rapport aux mensurations de l'objet initial. Selon Diederick Van Der Stien , la précision moyenne des imprimantes stéréolithographiques industrielles est comprise entre 30 et 140 microns (51) .

Ces valeurs sont calculées sur des objets standards et des résines classiques, elles permettent d'avoir un ordre d'idée de la précision des machines mais il est nécessaire d'étudier la précision de l'impression de guides chirurgicaux en résine biocompatible et d'en vérifier la pertinence par rapport à notre champ d'application.

Les guides sont généralement modélisés en prévoyant un espace de 0,2mm entre le guide et les dents ou la muqueuse afin de permettre son insertion avec une friction optimale. Selon Whitley, il est couramment admis qu'un guide chirurgical est performant si au moins 80% de sa surface n'excède pas un écart de plus de 100 microns avec le fichier STL du guide (57). Ils ont ainsi imprimé 84 guides à l'aide de différentes machine form2® en utilisant la résine biocompatible Dental SG. Ils ont numérisé ces guides grâce au scanner 3Shape D900® et ont comparé les fichiers obtenus au STL d'origine via le logiciel Convince Analyzer®

(3Shape®)(cf. Figure 27). Ils n'ont pris en compte que les surfaces de l'intrados, surfaces critiques, pour plus de cohérence. Voici leurs résultats :

- En moyenne 93% de la surface est comprise dans l'écart des 100 microns de tolérance désirée
- En considérant la variation standard de déviation des mesures (+/-5%), 95% des guides chirurgicaux produits étaient sous le seuil admis des 100 microns.



Figure 27 : Précision de l'impression des modèles (57)

Ces résultats permettent de conclure que de telles imprimantes 3D peuvent être utilisées en chirurgie implantaire guidée sans sacrifice de précision : les variations d'imprécision restent sous le seuil d'acceptabilité pour ce domaine d'application. Toutefois, ces investigations restent focalisées sur les mesures des pièces imprimées et il est nécessaire de réaliser d'autres études pour valider cette idée.

Deeb G. s'est intéressé à la précision des chirurgies guidées faisant appel à des guides imprimés via la Form2® (58). Il a ainsi réalisé 10 guides pour procéder à

10 simulations de chirurgie “full-guided” sur modèle en résine pour comparer le positionnement des implants posés vs l’implant planifié. En comparant les résultats obtenus aux données recueillies dans la littérature (59), il a pu conclure qu’il n’existe pas de différences de précision. Il serait maintenant pertinent de procéder à des études randomisées comparatives qui mesurent l’écart de positionnement d’implants posés via des guides issus de procédés classiques et d’imprimantes 3D de bureau. Ces nouvelles solutions semblent néanmoins prometteuses et les résultats des premières études sont très encourageants. Plusieurs case reports ont mis en œuvre ce protocole : combinaison d’un logiciel de planification et de conception ouvert et d’imprimantes 3D de bureau et les résultats chirurgicaux sont très prometteurs (57)(60)(61).

Une étude très récente a établi un protocole in vivo comparant la différence de précisions entre la chirurgie “full-guided” et pilote en utilisant des guides imprimés par des machines de bureau (Form2®) (62). Les résultats vont dans le sens de toutes les études précédentes et concluent en une plus grande précision du protocole de guidage complet. En outre, l’élaboration et la publication d’un tel protocole dans une revue telle que “The journal of oral and maxillo facial surgery” confirment leur validation par la communauté scientifique. Bien que d’autres études soient nécessaires, cette solution semble tout à fait être tournée vers l’avenir.

Une des différences majeures entre les imprimantes de bureau et industrielles est leur volume, ce qui impacte directement leur capacité de production par cycles. Alors que les machines conventionnelles ont un plateau de translation pouvant accueillir un très grand nombre de pièces par cycle d’impression, ce nombre est nettement diminué avec la réduction de la taille du plateau. Ainsi, avec une Form2®, il est possible d’imprimer environ une dizaine de guides partiels en même temps et la moitié de complet. Il faut compter environ 45 minutes pour l’impression d’un guide partiel et le double pour un complet et rajouter en moyenne un quart d’heure par guide supplémentaire et 30 minutes par guide complet. Il faut également compter le temps de post production :

- 20 minutes de rinçage dans l’acide isopropylique
- 10 minutes d’exposition UV

Le temps total varie donc de 1h15 à 2h en fonction de la taille du guide, mais il est possible de réaliser 5 à 10 guides simultanément en augmentant assez peu le temps de production.

Bien que ces chiffres soient nettement inférieurs à ceux de l'industrie, ils sont à mettre en balance avec les besoins du cabinet dentaire : même avec une activité d'implantologie importante, ces résultats sont tout à fait acceptables et confirment l'intérêt d'utiliser de telles machines dans ce domaine d'activité.

4.2.3 Coût de l'impression 3D de bureau

Comme le soulignent plusieurs auteurs, le coût de la réalisation des guides chirurgicaux est un frein majeur à leur utilisation (19)(6)(20). L'utilisation d'imprimantes 3D de bureau semble être une alternative prometteuse aux techniques conventionnelles en offrant un rapport précision/coût pertinent. En effet, l'acquisition d'une telle machine avec les équipements permettant l'automatisation du post traitement (bain d'acide isopropylique et photopolymérisation UV) vaut actuellement environ 6045€, ceci correspondant donc à l'investissement initial. Puis nous pouvons calculer le coût moyen de revient pour l'impression d'un guide (57):

- Export du fichier STL après conception du guide sur le logiciel BlueSkyPlan® : 19€ (le prix pouvant varier de 11€ à 19€ en fonction du nombre d'exports achetés en même temps, le prix étant dégressif)
- Résine de Dental SG consommé : 4,39€
- Usure du réservoir de polymères liquides : 0,74€. Le bac accueillant la résine doit être changé environ toutes les 80 impressions car il s'use aux cours des cycles, il est donc considéré comme du matériel consommable. Un bac à une valeur de 59€.
- Douille de guidage en métal : 10€. Il est impératif d'utiliser la douille de guidage conseillée par le fournisseur de la trousse de chirurgie guidée, la douille devant être parfaitement adaptée au foret ou à la cuillère d'adaptation. Certaines marques proposent de douilles réutilisables après

stérilisation et d'autres à usage unique, nous considérerons, dans cet exposé, qu'elles sont à usage unique pour ne pas risquer de minimiser le coût de revient.

Le coût total moyen est donc de 34,13€ par guide pour un implant, auquel s'ajoutent 10€ de frais de douille par implant supplémentaire. Il est à mettre en balance avec les techniques conventionnelles comme Simplant® qui propose à l'heure actuelle une gamme de prix entre 250€ et 500€. L'utilisation de telles imprimantes 3D de bureau permet donc de rendre accessible la réalisation de guides chirurgicaux comme le précise Bencharit (62).

5 Conclusion

Les réhabilitations implanto-prothétiques représentent une part importante de la prise en charge des patients au cabinet dentaire. La phase chirurgicale, et le bon positionnement implantaire qui en résulte, est une étape cruciale dans la réussite du traitement. Le placement de l'implant est non seulement soumis à des contraintes biologiques et anatomiques mais également prothétiques, c'est le concept de "restorative driven approach" (3)(4)(5). La démocratisation de l'utilisation des cone beam permet l'acquisition des données radiologiques, souvent directement au sein du cabinet, en accord avec le principe ALARA et ALADAIP (20). Ces données sont alors confrontées au plan de traitement prothétique grâce au matching ou superposition du DICOM et du STL. De telles méthodes permettent de déterminer le positionnement parfait de l'implant, ainsi que son type, sa forme et ses dimensions ou encore la nécessité de procéder à une reconstruction osseuse (37). Le défi est alors pour le chirurgien de retranscrire de manière la plus fidèle possible ce positionnement virtuel lors des étapes de forage et de mise en place de l'implant. Plusieurs études ont analysé les résultats de chirurgie conventionnelle à main levée et de chirurgie guidée, et il est aujourd'hui admis que la solution "full-guided" doit être considérée comme le gold standard en implantologie grâce à un degré de précision doublée (12).

Les coûts de mise en œuvre de protocoles guidés sont très importants et constituent la raison majeure à leur renoncement (6)(18)(19)(21). Une alternative aux méthodes traditionnelles de mise en œuvre permet cependant de réduire considérablement la facture : l'utilisation de logiciels de planification et de conception ouverts combinée à l'impression 3D de bureau. Les protocoles informatiques dit "ouverts" utilisent uniquement des formats de fichiers universels et s'opposent aux philosophies "fermées" proposées par la majorité des constructeurs qui verrouillent les données du flux numérique pour les rendre accessibles et utilisables uniquement par leur machine. Ce type de procédés enferme le praticien dans un protocole quadrillé et le rend dépendant des coûts imposés par la marque tout le long de la chaîne de production.

L'impression 3D de bureau est une alternative aux méthodes de productions industrielles. Bien que la finesse et la taille des machines soient différentes,

l'analyse de leur niveau de précision et de leur capacité de production justifie tout à fait leur utilisation en chirurgie implantaire guidée (45)(57).

Le recours à de tels protocoles permet une diminution considérable des coûts de mise en œuvre de chirurgie guidée et permet également de recentrer le praticien au cœur de la conception du guide. Il devra cependant toujours garder à l'esprit que ce type de solution demande une grande préparation en amont de la chirurgie qui ne supporte aucune erreur et imprécision. Une attention particulière doit être portée aux différents temps clé :

- L'acquisition correcte des données DICOM et STL adaptée au cas clinique
- Le Matching
- Le positionnement fidèle du guide en bouche
- L'utilisation du guide

La chirurgie guidée ne peut en aucun cas constituer une alternative à la maîtrise théorique et clinique de l'implantologie et le chirurgien devra toujours être capable de déposer le guide et de continuer à main levée s'il suspecte la moindre anomalie lors du traitement.

La combinaison de tels procédés permettant la diminution des coûts demande cependant des compétences informatiques avancées et un temps d'adaptation conséquent. Bien qu'il soit prouvé que leur utilisation soit valide cliniquement, il serait toutefois pertinent de mener des travaux permettant de lister de manière exhaustive les avantages et les inconvénients de chaque technique : protocoles classiques et flux numérique ouvert.

6 Annexes

Certificate of Biocompatibility

Chamber of Commerce
Utrecht 30063196
VAT 809415094801

We,

Vertex-Dental B.V.
Centurionbaan 190
3769 AV Soesterberg,
The Netherlands

Hereby declare under our sole responsibility that the CE marked product to which this declaration relates,

Formlabs Dental SG
3D printing material


has been tested on biocompatibility according to the ISO 10993-1:2009 at NAMSA, Chasse sur Rhône in France. Devices printed with Dental SG on a Formlabs printer and post-cured according to the instructions for use, meet the applicable requirements of ISO 10993-1 and USP Class VI, and are biologically safe.


The product were tested on:

- Cytotoxicity test	Testreport 177178
- Sensitization	Testreport 168884
- Irritation	Testreport 168883
- Systemic toxicity (acute toxicity)	Testreport 168888
- Genotoxicity	Testreport 170296

The results in these tests show that the product meets the requirements of ISO 10993-1:2009 Biological Evaluation of Medical Devices.

Zeist, April 14, 2016


Rik Jacobs
CEO
Vertex-Dental BV


Connie Peterse
CDRO
Vertex-Dental BV

VERTEX-DENTAL B.V.
Centurionbaan 190
3769 AV Soesterberg
THE NETHERLANDS
Tel. +31 (0) 88 6160 440

Vertex-Dental B.V.

Annexe 1 : certificat de biocompatibilité

EC Declaration of Conformity

Chamber of Commerce
Utrecht 30063196
VAT 809415094B01

We,
Vertex-Dental B.V.
Centurionbaan 190
3769 AV Soesterberg,
The Netherlands

Hereby declare under our sole responsibility that the CE marked product to which this declaration relates,

Formlabs Dental SG
3D printing liquid for surgical guide

Product codes are available in the annex.

has been classified as Class I, according to Annex IX, rule 5, and is in conformity with the essential requirements and provisions of the Council Directive 93/42/EEC concerning medical devices as amended by Directive 2007/47/EC.

and is conformity with EN ISO 1641:2009; EN ISO 10993-1:2009/AC2010; EN ISO 10993-3:2014; EN ISO 10993-5:2009; EN ISO 10993-11:2009 and EN ISO 14971:2012.

and is subject to the procedure set out in Annex VII of the Council Directive 93/42/EEC as amended by Directive 2007/47/EC.

This declaration is made on base of the quality assurance certificate ISO 13485:2012 N° BE12/2235729 Issue 3, valid until 17-12-2018 delivered by:
SGS United Kingdom Ltd. Systems & Services Certification
Rossmore Business Park
Ellesmere Port
Cheshire CH65 3EN
United Kingdom

This Declaration of conformity covers batches produced as of batches:
XN141N01

Soesterberg, April 18th, 2016



VERTEX-DENTAL B.V.
Centurionbaan 190
3769 AV Soesterberg
THE NETHERLANDS
Tel. +31 (0) 88 6160 440

Mrs. N.C. Peterse – van der Koppel
Chief Development & Regulatory Officer

Page 1 of 2

Vertex-Dental B.V.
Centurionbaan 190 | 3769 AV Soesterberg | P.O. Box 10 | 3700 AA Zeist | The Netherlands

DoC-FDSG-2016-01-UK

Premium Denture Solutions

Annexe 2 : déclaration de conformité

7 Table des illustrations

Figure 1 : Paramètres de références dans la littérature (8)	6
Figure 2 : Coupe sectionnelle issue du Cone Beam d'un patient : volume osseux, axe et dimensions, nerf alvéolaire inférieur.....	11
Figure 3 : Fichier STL de l'empreinte du patient, obtenu par scanner optique de laboratoire. Il comprend l'information surfacique de la situation clinique du patient.....	12
Figure 4 : tableau de comparaison des avantages et inconvénients des techniques d'acquisition des fichiers STL.....	14
Figure 5 : Coupe sectorielle après matching du DICOM et du STL. Contient l'information volumique : le tissu osseux et dentaire en coupe, ainsi que la coupe du fichier STL qui suit parfaitement le contour de la dent.....	16
Figure 6 : Des points parfaitement identifiables tels que les fosses et les pointes cuspidiennes sont reconnus sur la reconstruction volumique issu du DICOM et sur le STL par le praticien.....	17
Figure 7 : Coupe panoramique d'un patient présentant des éléments métalliques en bouche.....	18
Figure 8 : Rendu volumique issu du DICOM (à gauche) et fichier STL de l'empreinte du patient à droite. Il est impossible de trouver suffisamment de points communs entre les deux fichiers pour réaliser un matching précis	18
Figure 9 : Coupe panoramique issue du cone beam	21
Figure 10 : Vue mésiale du wax up et du couloir prothétique	21
Figure 11 : Coupe sectorielle de l'implant et du projet prothétique	22
Figure 12 : Vue occlusale : projet prothétique et planification implantaire	22
Figure 13 : Reconstruction 3D du volume osseux et des points de composite radio-opaques de la prothèse totale.....	23
Figure 14 : Reconstruction 3D du matching	23
Figure 15 : Coupe sectorielle : volume osseux et projet prothétique	24
Figure 16 : Coupe sectorielle : implant et projet prothétique, pilier locator en place	24
Figure 17 : Principe de fonctionnement de la stéréolithographie (48).....	28
Figure 18 : Exemple de supports de construction (48)	28
Figure 19 : Logiciel Preform® de formlabs®, cassettes de résine, imprimante formlabs®, outils de post traitement (48).....	30
Figure 20 : Principe de fonctionnement de la stéréolithographie inversée (48).....	32
Figure 21 : Outils de post-traitement automatisés : forwash® et formcure® (48,55)....	33
Figure 22 : Brute après impression	33
Figure 23 : Après bain d'acide et exposition UV	33
Figure 24 : Après suppression des supports	33
Figure 25 : Après assemblage de la douille	33
Figure 26 : Après stérilisation.....	34
Figure 27 : Précision de l'impression des modèles (57)	35

8 Bibliographie

1. Azari A, Nikzad S. Computer-assisted implantology: historical background and potential outcomes-a review. *Int J Med Robot*. 2008 Jun;4(3):95–104.
2. Davarpanah M, Szmukler-Moncler S. *Implantologie assistée par ordinateur*. CDP, editor. JPIO; 11/2010.
3. Morton D, Chen ST, Martin WC, Levine R, Buser D. Consensus Statements and Recommended Clinical Procedures Regarding Optimizing Esthetic Outcomes in Implant Dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2013 Aug 15; Available from: <http://dx.doi.org/10.11607/jomi.2013.g3>
4. Handelsman M. Surgical guidelines for dental implant placement. *Br Dent J*. 2006;201(4):139–52.
5. Garber DA, Belser UC. Restoration-driven implant placement with restoration-generated site development. *Compend Contin Educ Dent*. 1995 Aug;16(9):796, 798–802, 804.
6. Widmann G, Bale RJ. Accuracy in computer-aided implant surgery--a review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Mar;21(3):305–13.
7. D'haese J, Van De Velde T, Komiyama A, Hultin M, De Bruyn H. Accuracy and complications using computer-designed stereolithographic surgical guides for oral rehabilitation by means of dental implants: a review of the literature. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012 Jun;14(4):321–35.
8. Noharet R, Pettersson A, Bourgeois D. Accuracy of implant placement in the posterior maxilla as related to 2 types of surgical guides: a pilot study in the human cadaver. *J Prosthet Dent*. 2014 Sep;112(4):526–32.
9. Nickenig H-J, Wichmann M, Hamel J, Schlegel KA, Eitner S. Evaluation of the difference in accuracy between implant placement by virtual planning data and surgical guide templates versus the conventional free-hand method - a combined in vivo - in vitro technique using cone-beam CT (Part II). *J Craniomaxillofac Surg*. 2010 Oct;38(8):488–93.

10. Vercruyssen M, Cox C, Coucke W, Naert I, Jacobs R, Quirynen M. A randomized clinical trial comparing guided implant surgery (bone- or mucosa-supported) with mental navigation or the use of a pilot-drill template. *J Clin Periodontol*. 2014 Jul;41(8):717–23.
11. Vercruyssen M, Coucke W, Naert I, Jacobs R, Teughels W, Quirynen M. Depth and lateral deviations in guided implant surgery: an RCT comparing guided surgery with mental navigation or the use of a pilot-drill template. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Nov;26(12):1315–20.
12. Younes F, Cosyn J, De Bruyckere T, Cleymaet R, Bouckaert E, Eghbali A. A randomized controlled study on the accuracy of free-handed, pilot-drill guided and fully guided implant surgery in partially edentulous patients. *J Clin Periodontol*. 2018;45(7):721–32.
13. Raico Gallardo YN, da Silva-Olivio IRT, Mukai E, Morimoto S, Sesma N, Cordaro L. Accuracy comparison of guided surgery for dental implants according to the tissue of support: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2017 May;28(6):602–12.
14. Seo C, Juodzbals G. Accuracy of Guided Surgery via Stereolithographic Mucosa-Supported Surgical Guide in Implant Surgery for Edentulous Patient: a Systematic Review. *J Oral Maxillofac Res*. 2018 Jan;9(1):e1.
15. Marlière DAA, Demétrio MS, Picinini LS, De Oliveira RG, Chaves Netto HDDM. Accuracy of computer-guided surgery for dental implant placement in fully edentulous patients: A systematic review. *Eur J Dent*. 2018 Jan;12(1):153–60.
16. Kühl S, Zürcher S, Mahid T, Müller-Gerbl M, Filippi A, Cattin P. Accuracy of full guided vs. half-guided implant surgery. *Clin Oral Implants Res*. 2013 Jul;24(8):763–9.
17. Bover-Ramos F, Viña-Almunia J, Cervera-Ballester J, Peñarrocha-Diago M, García-Mira B. Accuracy of Implant Placement with Computer-Guided Surgery: A Systematic Review and Meta-Analysis Comparing Cadaver, Clinical, and In Vitro Studies. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(1):101–15.

18. Vercruyssen M, van de Wiele G, Teughels W, Naert I, Jacobs R, Quirynen M. Implant- and patient-centred outcomes of guided surgery, a 1-year follow-up: An RCT comparing guided surgery with conventional implant placement. *J Clin Periodontol*. 2014 Dec;41(13):1154–60.
19. Laleman I, Bernard L, Vercruyssen M, Jacobs R, Bornstein MM, Quirynen M. Guided Implant Surgery in the Edentulous Maxilla: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31 Suppl:s103–17.
20. Vercruyssen M, Hultin M, Van Assche N, Svensson K, Naert I, Quirynen M. Guided surgery: accuracy and efficacy. *Periodontol 2000*. 2014;66(1):228–46.
21. Cohen N. État des lieux de l'implantologie en France. *Le fil dentaire*. 2015;
22. Oenning AC, Jacobs R, Pauwels R, Stratis A, Hedesiu M, Salmon B, et al. Cone-beam CT in paediatric dentistry: DIMITRA project position statement. *Pediatr Radiol*. 2018 Mar;48(4):308–16.
23. Jacobs R, Salmon B, Codari M, Hassan B, Bornstein MM. Cone beam computed tomography in implant dentistry: recommendations for clinical use. *BMC Oral Health*. 2018 May 15;18(1):88.
24. Obaton A-F, Bernard A, Taillandier G, Moschetta J-M. Fabrication additive : état de l'art et besoins métrologiques engendrés. *R franç métrol*. 2015 Mar 30;(38):21–36.
25. Nedelcu R, Olsson P, Nyström I, Rydén J, Thor A. Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method. *J Dent*. 2018 Feb;69:110–8.
26. Nedelcu R, Olsson P, Nyström I, Thor A. Finish line distinctness and accuracy in 7 intraoral scanners versus conventional impression: an in vitro descriptive comparison. *BMC Oral Health* [Internet]. 2018;18(1). Available from: <http://dx.doi.org/10.1186/s12903-018-0489-3>
27. Wesemann C, Muallah J, Mah J, Bumann A. Accuracy and efficiency of full-arch digitalization and 3D printing: A comparison between desktop model scanners,

an intraoral scanner, a CBCT model scan, and stereolithographic 3D printing. *Quintessence Int.* 2017;48(1):41–50.

28. Nowak R, Wesemann C, Robben J, Muallah J, Bumann A. An in-vitro study comparing the accuracy of ?full-arch casts digitized with desktop scanners. *Quintessence Int.* 2017 Jul 20;667–76.
29. Renne W, Ludlow M, Fryml J, Schurch Z, Mennito A, Kessler R, et al. Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *J Prosthet Dent.* 2017;118(1):36–42.
30. 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* [Internet]. 2018 Apr 24; Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.11.024>
31. Burzynski JA, Firestone AR, Beck FM, Fields HW Jr, Deguchi T. Comparison of digital intraoral scanners and alginate impressions: Time and patient satisfaction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2018 Apr;153(5):534–41.
32. Dr Frank Schaefer DDS&. DMZ. Optimized implant planning: DICOM-STL matching. *Implants.* 2014;
33. Schulze R, Heil U, Groß D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofacial Radiology.* 2011;40(6):265–73.
34. DE Vico G, Ferraris F, Arcuri L, Guzzo F, Spinelli D. A novel workflow for computer guided implant surgery matching digital dental casts and CBCT scan. *Oral Implantol .* 2016 Jan;9(1):33–48.
35. Greenberg AM. Advanced dental implant placement techniques. *Istanbul Univ Dishekim Fak Derg.* 2017 Dec 2;51(3 Suppl 1):S76–89.
36. Greenberg AM. Digital technologies for dental implant treatment planning and guided surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2015 May;27(3):319–40.

37. Jacobs R, Adriansens A, Naert I, Quirynen M, Hermans R, Van Steenberghe D. Predictability of reformatted computed tomography for pre-operative planning of endosseous implants. *Dentomaxillofac Radiol.* 1999 Jan;28(1):37–41.
38. van Steenberghe D, Naert I, Andersson M, Brajnovic I, Van Cleynenbreugel J, Suetens P. A custom template and definitive prosthesis allowing immediate implant loading in the maxilla: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002 Sep;17(6):663–70.
39. Gillot L, Noharet R, Cannas B. Guided surgery and presurgical prosthesis: preliminary results of 33 fully edentulous maxillae treated in accordance with the NobelGuide protocol. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010 May;12 Suppl 1:e104–13.
40. Ochi M, Kanazawa M, Sato D, Kasugai S, Hirano S, Minakuchi S. Factors affecting accuracy of implant placement with mucosa-supported stereolithographic surgical guides in edentulous mandibles. *Comput Biol Med.* 2013 Nov;43(12):1653–60.
41. Scherer MD. Presurgical implant-site assessment and restoratively driven digital planning. *Dent Clin North Am.* 2014 Jul;58(4):561–95.
42. Chan MH, Holmes C. Contemporary “All-on-4” Concept. *Dent Clin North Am.* 2015;59(3):421–70.
43. AFNOR. Fabrication additive-vocabulaire. 2011. (NF E 67-001).
44. André J. -C. L.M. A et DWO. Dispositif pour réaliser un modèle de pièce industrielle. 1986. (Brevet FR 2 567 668 – A1).
45. Matta R-E, Bergauer B, Adler W, Wichmann M, Nickenig H-J. The impact of the fabrication method on the three-dimensional accuracy of an implant surgery template. *J Craniomaxillofac Surg.* 2017 Jun;45(7):804–8.
46. O077: A randomized controlled study on the accuracy of free-handed, pilot-drill guided and fully-guided implant surgery in partially edentulous patients. *J Clin Periodontol.* 2018;45:33–4.

47. Obaton A-F, -F. Obaton A, Bernard A, Taillandier G, -M. Moschetta J. Erratum - Fabrication additive : état de l'art et besoins métrologiques engendrés. *Revue française de métrologie*. 2016;(42):41–41.
48. Website [Internet]. [cited 2018 Oct 21]. Available from: The Ultimate Guide to Stereolithography (SLA) 3D Printing. Available from: <https://formlabs.com/blog/ultimate-guide-to-stereolithography-sla-3d-printing/>
49. Promé G. I, IIa, IIb, III: Les classes de dispositifs médicaux [Internet]. Qualitiso. 2014. Available from: <https://www.qualitiso.com/classification-europeenne-dispositifs-medicaux/>
50. Ordre National des Chirurgiens Dentistes. Stérilisation. 2017 Sep 28 [cited 2018 Jul 29]; Available from: <http://www.ordre-chirurgiens-dentistes.fr/chirurgiens-dentistes/securisez-votre-exercice/pratiques-professionnelles-vigilances/sterilisation.html>
51. Industrial SLA/DLP vs. Desktop SLA/DLP [Internet]. 3D Hubs. [cited 2018 Jul 29]. Available from: <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/industrial-sladlp-vs-desktop-sladlp>
52. Morales-Gómez JA, Garcia-Estrada E, Leos-Bortoni JE, Delgado-Brito M, Flores-Huerta LE, De La Cruz-Arriaga AA, et al. Cranioplasty with a low-cost customized polymethylmethacrylate implant using a desktop 3D printer. *J Neurosurg*. 2018 Jun 15;1–7.
53. Tan ETW, Ling JM, Dinesh SK. The feasibility of producing patient-specific acrylic cranioplasty implants with a low-cost 3D printer. *J Neurosurg*. 2016;124(6):1531–7.
54. Utilisation de la Résine Dental SG [Internet]. Formlabs Aide. [cited 2018 Jul 29]. Available from: <http://support.formlabs.com/hc/fr/articles/115000015710-Utilisation-de-la-R%C3%A9sine-Dental-SG->
55. Website [Internet]. [cited 2018 Oct 21]. Available from: Wash + Cure | Le post-traitement automatisé | Formlabs [Internet]. [cited 2018 Sep 14]. Available from: <https://formlabs.com/fr/tools/wash-cure/>

56. [DentalSG instructions for use] [Internet]. [cited 2018 Sep 14]. Available from: <https://formlabs.com/media/upload/DentalSG-Instructions-for-use.pdf>
57. Daniel Whitley, DDS Sompop Bencharit, DDS, MS, FACP. Digital Implantology with Desktop 3D Printing. Formlabs white paper. 2016;
58. Deeb GR, Allen RK, Hall VP, Whitley D 3rd, Laskin DM, Bencharit S. How Accurate Are Implant Surgical Guides Produced With Desktop Stereolithographic 3-Dimensional Printers? J Oral Maxillofac Surg. 2017 Dec;75(13):2559.e1–2559.e8.
59. Pozzi A, Polizzi G, Moy PK. Guided surgery with tooth-supported templates for single missing teeth: A critical review. Eur J Oral Implantol. 2016;9 Suppl 1:S135–53.
60. Whitley D 3rd, 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. J Prosthet Dent. 2017 Sep;118(4):256–63.
61. Dr. Teddy Altimani, Franck Bézu, Benjamin Fitouchi, Dr. Thomas Fortin. La chirurgie guidée implantaire : du « all-inclusive » au « self-service ». Le fil dentaire. 2018 May 25;
62. Bencharit S, Staffen A, Yeung M, Whitley D 3rd, Laskin DM, Deeb GR. In Vivo Tooth-Supported Implant Surgical Guides Fabricated With Desktop Stereolithographic Printers: Fully Guided Surgery Is More Accurate Than Partially Guided Surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2018 Jul;76(8):1431–9.

	N° : 2018 LYO 1D 050
BEZU (Franck) - Ouverture du flux numérique en chirurgie implantaire guidée : du logiciel de conception à l'impression 3D de bureau (Thèse : Chir. Dent. : Lyon : 2018.050) N° : 2018 LYO 1D 050	
Résumé : Le positionnement implantaire en chirurgie orale est dicté par deux paramètres indissociables : l'anatomie et le projet prothétique. Il est impératif de placer l'implant en fonction du volume osseux et des structures nerveuses et artérielles à risque mais également en fonction de la future prothèse. Le traitement sera un échec si un de ces paramètres n'est pas respecté. Le flux numérique permet d'anticiper ces deux composantes en planifiant le positionnement de l'implant en fonction des données issues du cone beam du patient et du projet prothétique. La chirurgie guidée permet de positionner l'implant fidèlement à la planification en augmentant la précision de l'acte par rapport à une chirurgie à main levée. Longtemps tributaire de systèmes fermés coûteux, le développement de logiciels ouverts et d'imprimantes 3D de bureau permet au chirurgien de devenir maître de la conception et de la réalisation du guide. L'alliance de ces procédés permet non seulement une réduction radicale des coûts de mise en œuvre permettant une démocratisation de la chirurgie guidée, mais également de recentrer le chirurgien au cœur de la réflexion augmentant ainsi l'anticipation des risques et des complications. Cette thèse a pour but d'expliquer le concept d'ouverture du flux numérique, le principe d'utilisation des logiciels ainsi que l'impression 3D de bureau et de vérifier si de tels protocoles présentent des degrés de précision compatibles avec une application clinique.	
Mots clés : Flux numérique ouvert ; chirurgie guidée ; précision ; implant dentaire ; impression 3D	
Mots clés en anglais : open digital workflow ; guided surgery ; accuracy ; dental implant ; 3D printing	
Jury : Président : Monsieur le Professeur Jean-Christophe FARGES Assesseurs : Monsieur le Docteur Maxime DUCRET Monsieur le Docteur Arnaud LAFON Monsieur le Docteur Laurent VENET	
Adresse de l'auteur : Franck BEZU 13 rue chavanne 69001 LYON franckbezu@gmail.com	