



HAL
open science

Réalisation d'un guide chirurgical implantaire au cabinet par impression 3D

Jean-Alexis Buvat

► **To cite this version:**

Jean-Alexis Buvat. Réalisation d'un guide chirurgical implantaire au cabinet par impression 3D. Sciences du Vivant [q-bio]. 2019. hal-03298022

HAL Id: hal-03298022

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-03298022>

Submitted on 23 Jul 2021

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.



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

**ACADÉMIE DE NANCY – METZ
UNIVERSITÉ DE LORRAINE
FACULTÉ D'ODONTOLOGIE**

ANNÉE 2019

N°10773

THÈSE
pour le
DIPLOME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE
par
Jean-Alexis BUVAT
Né le 17 mars 1992 à Grasse (06)

Réalisation d'un guide chirurgical implantaire au cabinet par impression 3D

Présentée et soutenue publiquement le 10 septembre 2019

Examineurs de la thèse :

Pr. P. AMBROSINI	Professeur des Universités	Président
Dr. D. JOSEPH	Maitre de conférences des Universités	Directeur de thèse
Dr. K. YASUKAWA	Maitre de conférences des Universités	Juge
Dr. S. CLERC	Assistant Hospitalier Universitaire	Juge

**ACADÉMIE DE NANCY – METZ
UNIVERSITÉ DE LORRAINE
FACULTÉ D'ODONTOLOGIE**

ANNÉE 2019

N°10773

THÈSE
pour le
DIPLOME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE
par
Jean-Alexis BUVAT
Né le 17 mars 1992 à Grasse (06)

Réalisation d'un guide chirurgical implantaire au cabinet par impression 3D

Présentée et soutenue publiquement le 10 septembre 2019

Examineurs de la thèse :

Pr. P. AMBROSINI	Professeur des Universités	Président
Dr. D. JOSEPH	Maitre de conférences des Universités	Directeur de thèse
Dr. K. YASUKAWA	Maitre de conférences des Universités	Juge
Dr. S. CLERC	Assistant Hospitalo-Universitaire	Juge

*Par délibération en date du 11 décembre 1972,
la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que
les opinions émises dans les dissertations
qui lui seront présentées
doivent être considérées comme propres à
leurs auteurs et quelle n'entend leur donner
aucune approbation ni improbation.*

Liste des enseignants de la faculté :



Président : Professeur Pierre MUTZENHARDT

Doyen : Professeur Jean-Marc MARTRETTE

Vice-Doyens : Dr Céline CLEMENT – Dr Rémy BALTHAZARD – Dr Anne-Sophie VAILLANT

Membres Honoraires : Dr L. BABEL – Pr. S. DURIVAUX – Pr A. FONTAINE – Pr G. JACQUART – Pr D. ROZENCWEIG - Pr ARTIS - Pr M. VIVIER

Doyens Honoraires : Pr J. VADOT, Pr J.P. LOUIS

Professeur émérite : Pr M-P FILLEUL

Département Odontologie pédiatrique Sous-section 56-01	Mme	<u>DROZ Dominique</u>	Maître de Conférences *
	Mme	JAGER Stéphanie	Maître de Conférences *
	M.	PREVOST Jacques	Maître de Conférences
	Mme	HERNANDEZ Magali	Maître de Conférences *
	M.	LEFAURE Quentin	Assistant
	Mme	DARSAT Claire	Assistante*
	Mme	FANGET Alexia	Assistante
Département Orthopédie dento-faciale Sous-section 56-01	M.	<u>VANDE VANNET Bart</u>	Maître de Conférences associé *
	Mme	SENG Marilyne	Assistante *
	Mme	LAWTON Mathilde	Assistante
Département Prévention, épidémiologie, économie de la santé, odontologie légale Sous-section 56-02	Mme	<u>CLÉMENT Céline</u>	Maître de Conférences *
	M.	BAUDET Alexandre	Assistant *
	Mme	NASREDDINE Greyce	Assistante
Département Parodontologie Sous-section 57-01	M.	<u>AMBROSINI Pascal</u>	Professeur des Universités *
	Mme	BISSON Catherine	Maître de Conférences *
	M.	JOSEPH David	Maître de Conférences *
	M.	LACH Patrick	Assistant
	Mme	MAYER-COUPIN Florence	Assistante
	Mme	PAOLI Nathalie	Enseignante univ. – Praticien attachée
Département Chirurgie orale Sous-section 57-01	Mme	<u>GUILLET-THIBAUT Julie</u>	Maître de Conférences *
	M.	BRAVETTI Pierre	Maître de Conférences
	Mme	PHULPIN Bérengère	Maître de Conférences *
	M.	CLERC Sébastien	Assistant*
	M.	HASNAOUI Nasr	Assistant
	Mme	KICHENBRAND Charlène	Enseignante univ. – Praticien attachée*
Département Biologie orale Sous-section 57-01	M.	<u>YASUKAWA Kazutoyo</u>	Maître de Conférences *
	M.	MARTRETTE Jean-Marc	Professeur des Universités *
	Mme	EGLOFF-JURAS Claire	Maître de Conférences *
Département Dentisterie restauratrice, endodontie Sous-section 58-01	M.	<u>MORTIER Éric</u>	Professeur des Universités *
	M.	AMORY Christophe	Maître de Conférences
	M.	BALTHAZARD Rémy	Maître de Conférences *
	M.	ENGELS-DEUTSCH Marc	Professeur des Universités *
	M.	VINCENT Marin	Maître de Conférences*
	Mme	GEBHARD Cécile	Assistante
	M.	GISS Renaud	Assistant *
Département Prothèses Sous-section 58-01	M.	<u>DE MARCH Pascal</u>	Maître de Conférences
	M.	SCHOUVER Jacques	Maître de Conférences
	Mme	VAILLANT Anne-Sophie	Maître de Conférences *
	Mme	CORNE Pascale	Maître de Conférences *
	M.	CIESLAK Steve	Assistant
	M.	HIRTZ Pierre	Enseignant univ. – Praticien attaché
	M.	MAILLET Maxime	Assistant
	Mme	MOEHREL Bethsabée	Assistante
	M.	VUILLAUME Florian	Assistant
Département Fonction-dysfonction, imagerie, biomatériaux Sous-section 58-01	Mme	<u>STRAZIELLE Catherine</u>	Professeur des Universités *
	Mme	MOBY (STUTZMANN) Vanessa	Maître de Conférences *
	M.	SALOMON Jean-Pierre	Maître de Conférences
	Mme	JANTZEN-OSSOLA Caroline	Assistante associée

Souligné : responsable de département

* temps plein

Mis à jour le 09/09/2019

À notre juge et président de thèse

Monsieur le Professeur AMBROSINI Pascal

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Henri Poincaré Nancy I

Habilité à Diriger des Recherches

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Sous - section : Chirurgie Orale ; Parodontologie ; Biologie Orale

Responsable du Département de Parodontologie

*Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites
en acceptant de présider le jury de notre thèse.*

*Tout au long de nos études nous avons pu apprécier vos
qualités d'enseignant tant d'un point de vue humain que
technique et nous vous en remercions*

*Veillez trouver ici l'expression de notre profond respect
pour votre enseignement*

À notre directeur de thèse

Monsieur le Docteur JOSEPH David

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Sous – section : Chirurgie Orale ; Parodontologie ; Biologie Orale

Je vous remercie d'avoir accepté de diriger cette thèse en me faisant bénéficier de votre disponibilité, de votre gentillesse, de votre bienveillance, de votre rigueur et de votre savoir.

Je vous remercie également pour votre enseignement et tous vos conseils pendant toutes ces années d'études.

Veillez trouver dans ce travail l'expression de mon plus profond respect et de ma plus sincère gratitude.

À notre juge de thèse

Monsieur le Docteur YASUKAWA Kazutoyo

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences de la Vie et de la Santé de l'Université Paris Descartes

Qualification en Médecine Bucco-Dentaire

Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Sous-section : Chirurgie orale; parodontologie ; biologie orale

Responsable du département de Biologie Orale

Membre du CNU 57-01

Expert ISO/AFNOR [ADF] pour l'ISO CT 106 Médecine Bucco-Dentaire

Nous vous remercions de siéger au jury de cette thèse.

Nous vous remercions pour votre accompagnement, votre gentillesse et votre bienveillance tout au long de ces années d'études

Nous sommes sensibles à l'attention que vous avez bien voulu porter à notre travail.

Que celui-ci soit pour vous la preuve de mon respect profond et de ma reconnaissance la plus sincère.

À notre juge de thèse

Monsieur le Docteur CLERC Sébastien

Docteur en Chirurgie Dentaire

Assistant Hospitalo-Universitaires

Sous-section : Odontologie Chirurgicale

Nous vous remercions de siéger au jury de cette thèse.

Nous vous remercions pour votre gentillesse et votre bienveillance tout au long de ces années d'études

Nous sommes sensibles à l'attention que vous avez bien voulu porter à notre travail.

Que celui-ci soit pour vous la preuve de mon respect profond et de ma reconnaissance la plus sincère.

Remerciements :

A ma famille :

A Léna : Merci simplement d'avoir été à mes côtés tout au long de ces années. Merci de m'avoir supporté, d'avoir cru en moi et de m'avoir permis de m'épanouir pleinement dans ma vie. Tu m'as remis en question quand il le fallait, accompagné quand j'en avais besoin et tu as toujours été disponible pour moi. Merci pour toutes ces discussions qui m'ont permis d'évoluer et de me perfectionner dans ma vie de tous les jours.

Chaque jour à tes côtés est différent et plein de bonheur. Tu illumines ma vie depuis 8 ans déjà et je t'en remercie.

A mes parents : Merci pour votre amour profond et indéfectible.

Merci maman pour m'avoir accompagné avec amour, patience et bienveillance dans ma maladie et tout au long de ma vie.

Merci papa pour m'avoir toujours apporté cette douceur et cette gentillesse dont j'avais besoin.

Merci pour les valeurs et la morale que vous m'avez inculqués et qui font partie intégrante de ma vie aujourd'hui

A mes frères :

Merci à toi **Seb**, pour avoir été toujours là pour moi. J'ai grandi à tes côtés et grâce à toi je n'ai jamais ressenti la maladie comme telle. Merci de m'avoir toujours protégé. Merci pour toutes ces heures complices où tu as été mon frère mais également mon meilleur ami.

Merci à **Arnaud** pour ton amour et ta considération

A **Titouan** qui commence tout juste sa vie pleine d'amour et de bonheur et qui égaye notre quotidien.

A mes grands-parents :

A Papi Jean-Pierre : Merci papi pour ton amour précieux et pur que tu as pu me donner pendant toute mon enfance. Merci pour ces heures supplémentaires de mathématiques où apprendre n'a jamais été aussi agréable. Merci pour ta bonne humeur, tes valeurs et ta vision de la vie. J'aurais souhaité avoir pu te présenter cette thèse. Tu me manques.

A Mamie Annie : Merci mamie pour ton amour et ta chaleur que tu nous a donné pendant toute notre enfance. Merci pour tout ce temps passé à tes côtés qui a été pour moi des plus précieux.

A Papi Pierre : Merci papi pour toutes ces vacances partagées avec toi à Saint - Jean où le temps ne passait que trop vite. Merci pour ton amour, ta disponibilité et pour toutes ces moments passés avec toi. Merci pour tes leçons de golfs improvisées. J'aurais souhaité avoir pu te présenter cette thèse. Tu me manques.

A Mamie Josette : Merci pour ton amour. Je n'ai que trop peu de souvenir de toi et j'aurais souhaité en avoir plus. J'aurais souhaité avoir pu te présenter cette thèse. Tu me manques.

A la famille Cerieys :

A Ivan : Merci pour m'avoir fait découvrir ce métier formidable, pour m'avoir accompagné, encadré et conseillé. Merci également pour m'avoir permis de voir la vie différemment, empreint d'esprit Hawaïen. Merci pour ta bienveillance et ta gentillesse.

A Anne : Ma chère Anne, merci pour ta bienveillance et ta gentillesse. Merci de m'avoir aidé à faire aujourd'hui ce qu'il me plaît. Merci pour toutes ces discussions autour d'un bon café.

A Diane : Merci pour ton soutien pendant tous ces moments, merci pour ta joie, ta bonne humeur et tous ces moments de rire que tu as su créer.

Merci à tous les membres de la famille Cerieys pour m'avoir accueilli avec gentillesse et bienveillance

A Claude : Merci cher parrain de m'avoir permis de réaliser mon rêve aujourd'hui, sans toi je ne serais pas épanoui comme je le suis aujourd'hui

A mes Zazs :

A Nala : Merci à toi ma Nini pour ton soutien sans faille lors de ces matins de PACES à 6h du matin. Merci pour ces moments de fou rire que tu nous as offert. Merci pour ton amour, ta douceur et ta bienveillance.

A Meiko : Merci à toi pour ces 8 années passées ensemble. Tu m'as apporté bonheur et joie chaque jour. Tu es ma petite boule d'énergie qui me permet de me dépasser chaque jour

A Ginny : Merci à toi ma Chouchou pour ces moments de rire, d'amour et de tendresse. Tu me fais sourire chaque jour depuis 5 ans.

A Joy : Merci ma Ninou pour ta bonne humeur permanente et ta douceur

A Nyx : Merci ma Xouxou pour ta maladresse adorable et ton énergie débordante

A Moka : Merci ma Kadou pour ton amour débordant et ton attention permanente

A Lily : Merci ma Lilou pour tes calins incomparables qui permettent littéralement de transformer une journée

A Swany : Merci ma Swan pour ton calme, ta sérénité et ta gentillesse inégalable

A mes amis :

A Christine : Merci Christine d'avoir pris le temps de me rencontrer, de m'écouter et de tisser une relation d'amitié. Merci de m'avoir aidé à trouver ma place dans ce domaine qui me plait tant.

A Sandra et Andre : Je ne vous ai connu que très récemment mais ai l'impression de vous connaître depuis des années. Merci pour ces discussions, ces moments de partages et de complicité.

A Cédric, Marc-Olivier et Etienne : Merci à vous, mes trois amis qui m'ont suivi pendant ces 5 années et avec qui j'ai partagé beaucoup de rires, de moment de bonheur et détente.

A Laurianne et Simon : Merci à vous deux ma Baubau et mon Gogo pour tous ces moments de complicité, de joie et de rire passés avec vous.

A la famille Drie : Je suis heureux d'avoir eu la chance de vous rencontrer, merci pour votre gentillesse et de votre accueil.

A Danièle : Merci pour ton soutien et ta gentillesse.

A l'équipe R&D de Lyra :

Merci pour votre accueil chaleureux dans votre laboratoire de recherche, pour cette après-midi des plus instructives, pour votre gentillesse et votre bienveillance.

Sommaire :

1.	Introduction	18
2.	Présentation et analyse des différents systèmes de fabrication d'objets 3D existants sur le marché	18
2.1.	Fabrication soustractive.....	19
2.2.	Fabrication additive ou impression 3D	19
3.	Réalisation pratique d'un guide chirurgical implantaire au cabinet par impression 3D ..	28
3.1.	Prise d'une empreinte numérique.....	34
3.2.	Réalisation de la radiographie tridimensionnelle	37
3.3.	Superposition des données et réalisation de la planification implantaire.....	39
3.4.	Impression 3D du guide chirurgical au cabinet.....	45
3.5.	Finitions, choix et mise en place des manchons pour le guidage.....	53
3.6.	Stérilisation du guide et stockage	55
4.	Exemple de différents systèmes d'impression 3D de guides chirurgicaux implantaires présents sur le marché (non exhaustif) :	55
4.1.	Lyra ®	55
4.2.	Planmeca ®	57
4.3.	Straumann – Dental Wings ®	59
4.4.	Système libre avec utilisation de BlueSkyplan® et d'une imprimante 3D.....	61
5.	Avantages et inconvénients de la réalisation d'un guide chirurgical au cabinet par impression 3D en technique directe	64
5.1.	Précision	64
5.2.	Coût	65
5.3.	Stérilisation.....	66
5.4.	Communication praticien – patient	66
6.	Exemple de réalisation d'un guide chirurgical au travers d'un cas clinique avec le logiciel BlueSkyPlan®	67
6.1.	Importation des fichiers .DICOM et .STL dans le logiciel	68
6.2.	Alignement du modèle digital et de l'imagerie radiographique.....	68
6.3.	Choix et positionnement de l'implant	69
6.4.	Fabrication du guide chirurgical.....	70
7.	Conclusion.....	71

Liste des figures :

Figure 1 : Schéma explicatif du fonctionnement de l'impression FDM (source : A. W. COLEMAN et L. MOLLET, 2016)

Figure 2 : Schéma explicatif du fonctionnement de l'impression 3D par photopolymérisation d'un bain de polymère (A. W. COLEMAN et L. MOLLET, 2016)

Figure 3 : Photographie d'un modèle dentaire imprimé avec l'utilisation d'une imprimante 3D DLP et présence de résine simulant la gencive (réalisé par moi-même)

Figure 4 : Photographie des différents types de résine pouvant être utilisée pour les imprimantes DLP ou SLA (réalisé par moi-même)

Figure 5 : Chaîne de travail digitale pour une pose d'implant guidée (réalisé par moi-même)

Figure 6 : Photographie d'un guide chirurgical à manchons pilotes (Fougerais G., 2014)

Figure 7 : Photographie de trousse de chirurgie spécifique avec le système de cuillères visible sur le bas et le haut des trouses (BEGO ®)

Figure 8 : Schéma des différents types de guides selon leurs appuis (Sirona ®)

Figure 9 : Photographie d'un scanner intraoral (Trios 4 de chez 3Shape®)

Figure 10 : Photographie de scanners de modèles et d'empreintes (Dental Wings ®)

Figure 11 : Exemple d'images obtenu lors d'un examen radiographique par tomographie volumique à faisceau conique

Figure 12 : Exemple de localisation du canal du nerf alvéolaire inférieur dans le logiciel de planification implantaire BlueSkyPlan4® en vue reconstruction 3D (réalisé par moi-même)

Figure 13 : Exemple de localisation du canal du nerf alvéolaire inférieur dans le logiciel de planification implantaire BlueSkyPlan4® en vue panoramique (réalisé par moi-même)

Figure 14 : Exemple de planification implantaire pour un cas clinique avec l'utilisation du logiciel Implant Studio de 3Shape ® (réalisé par moi-même)

Figure 15 : Exemple de planification implantaire pour un cas clinique avec l'utilisation du logiciel Implant Studio de 3Shape ® (réalisé par moi-même)

Figure 16 : Exemple de rapport chirurgical obtenu après planification implantaire à l'aide du logiciel Implant Studio de 3Shape® (réalisé par moi-même)

Figure 17 : Exemple d'un protocole de forage obtenu après planification implantaire à l'aide du logiciel Implant Studio de 3Shape® (réalisé par moi-même)

Figure 18 : Photographie d'une mandibule imprimée par dépôt de fil fin fondu, résolution des couches de 100µm, les différentes couches sont visibles à l'œil nu lors de l'observation. (réalisé par moi-même)

Figure 19 : Photographie d'une mandibule imprimée par dépôt de fil fin fondu avec le « raft », maillage support pour l'impression (réalisé par moi-même)

Figure 20 : Photographie d'un guide chirurgical implantaire imprimé par stéréolithographie avec son échafaudage support et le modèle dentaire correspondant (réalisé par moi-même)

Figure 21 : Photographie d'un guide chirurgical imprimé avec l'identité du patient dessus (réalisé par moi-même)

Figure 22 : Fichier .STL d'un guide chirurgical implantaire qui sera imprimé par stéréolithographie avec son échafaudage support (réalisé par moi-même)

Figure 23 : Exemple des différents systèmes de douilles pour guides chirurgicaux (BioSummer 3D ®)

Figure 24 : Photographie du scanner intraoral Trios 4 (3Shape®)

Figure 25 : Photographie d'une imprimante 3D Form 2 de chez Formlabs® à technologie SLA utilisée par la société LYRA® (réalisé par moi-même)

Figure 26 : Photographie du scanner intra-oral Emerald (Planmeca®)

Figure 27 : Capture d'écran du logiciel de planification implantaire Romexis (Planmeca®)

Figure 28 : Photographies d'une imprimante Creo C5 et de l'imprimante ouverte avec le système de cartouches visible (Planmeca®)

Figure 29 : Photographie du scanner intraoral Virtuovivo (Straumann®)

Figure 30 Capture d'écran du logiciel CoDiagnostiX (Dental Wings®)

Figure 31 : Photographie de l'imprimante D10+ (Dental Wings®)

Figure 32 : Capture d'écran du logiciel BlueSkyPlan®

Figure 33 : Imprimante 3D système DLP, Envision One (EnvisonTec®)

Figure 34 : Capture d'écran du cas clinique choisi pour illustrer la réalisation d'un guide chirurgical implantaire à l'aide du logiciel BlueSkyPlan® (réalisé par moi-même)

Figure 35 : Capture d'écran lors de la réalisation de l'alignement des modèles sur le logiciel BlueSkyPlan® (réalisé par moi-même)

Figure 36 : Capture d'écran lors de la vérification du bon alignement des modèles sur le logiciel BlueSkyPlan® (réalisé par moi-même)

Figure 37 : Capture d'écran lors du placement de l'implant en position 21 sur le logiciel BlueSkyPlan® (réalisé par moi-même)

Figure 38 : Capture d'écran du placement de l'implant au niveau du modèle digital avec le tube de guidage (réalisé par moi-même)

Figure 39 : Capture d'écran lors du tracé du guide chirurgical sur le logiciel BlueSkyPlan® (réalisé par moi-même)

Figure 40 : Capture d'écran du guide chirurgical pour un implant en situation 21 réalisé sur le logiciel BlueSkyPlan® (réalisé par moi-même)

Liste des tableaux :

Tableau 1 : Tableau comparatif des différentes résolutions en fonction des types d'impressions 3D utilisables en dentaire et leurs indications

Tableau 2 : Liste non exhaustive des différentes résines utilisables pour l'impression de guides chirurgicaux disponibles sur le marché.

Tableau 3 : Tableau reprenant la déviation selon le type d'appui pour le guide chirurgical (Schneider D. et coll., 2009)

Tableau 4 : Classification des biomatériaux (J. CAMPS, 2009)

Tableau 5 : Exemple de tableau de recommandation pour le traitement de nettoyage à l'alcool avec la machine Form Wash de chez Fromlabs®

Tableau 6 : Exemple de tableau de recommandation pour le traitement par photopolymérisation après impression avec la machine Form Cure de chez Fromlabs®

Tableau 7 : Tableau récapitulatif des quatre systèmes présentés avec leurs propriétés, avantages et inconvénients.

Tableau 8 : Coût du circuit de production des guides chirurgicaux au cabinet dentaire (Larripa M., 2018)

1. Introduction

L'impression 3D dans le secteur dentaire est en plein essor. Ainsi l'entreprise SmartTech Publishing, entreprise spécialisée dans l'étude de marché, a publié dans un rapport intitulé : « 3D Printing In Dentistry 2016: A Ten-year Forecast» que ce marché devrait atteindre une valeur de 9,5 milliards de dollars en 2027. Depuis deux années consécutives (2016 et 2017) l'activité de l'industrie dentaire dans le domaine de l'impression 3D a augmenté de 35%. Cet accroissement du marché implique une augmentation de la concurrence et donc une diminution des prix des imprimantes 3D les rendant plus accessibles aux chirurgiens-dentistes et permettant d'envisager de nouvelles utilisations.

Dans le domaine de l'implantologie secteur croissant dont le marché a été estimé à 3,77 milliards de dollars en 2016 avec une croissance de 7,7% durant la période 2018 – 2024 (GrandViewResearch, 2018), l'impression 3D permet d'anticiper, de préparer, de simplifier la procédure chirurgicale par l'impression 3D de modèles anatomiques correspondant à la situation clinique réelle du patient ou encore par l'impression de guide chirurgicaux implantaires de manière directe, au cabinet dentaire.

Au cours de ce travail nous étudierons les différentes modalités de fabrications d'objets 3D existants sur le marché puis nous détaillerons chaque étape nécessaire à la réalisation d'un guide chirurgical implantaire par impression 3D au cabinet dentaire. Ensuite nous nous intéresserons aux différents systèmes disponibles sur le marché pour réaliser ce travail. Finalement nous analyserons les différents avantages et inconvénients inhérents à réalisation d'un guide chirurgical implantaire par impression 3D au cabinet dentaire.

2. Présentation et analyse des différents systèmes de fabrication d'objets 3D existants sur le marché

Les progrès technologiques en matière de mécanique, de chimie, d'informatique et de robotique ont permis le développement des techniques de fabrication d'objets 3D. Le secteur dentaire a pu également bénéficier de ces nouveaux systèmes de

fabrication permettant aux dentistes et prothésistes de faire évoluer leur pratique quotidienne. Parmi ces techniques de fabrication d'objets 3D applicable au secteur dentaire nous allons présenter les deux modalités existantes et opposées pour fabriquer des objets à savoir la fabrication soustractive et la fabrication additive.

2.1. Fabrication soustractive

La fabrication soustractive représente l'ensemble des procédés de fabrication permettant d'obtenir un objet à partir d'un bloc de matériaux solide. Cet ensemble de techniques consiste donc à retirer petit à petit des couches de matière du bloc initial par différents procédés tel que l'usinage, le moulage par injection, l'assemblage, le forage etc. Concernant le secteur dentaire l'ensemble de ces techniques sont utilisées depuis un moment dans les laboratoires de prothèse et au cabinet dentaire pour la confection de prothèses et autres dispositifs médicaux.

Cependant force est de constater que durant la dernière décennie c'est le secteur de l'usinage qui s'est le plus développé dans les cabinets dentaires et laboratoires de prothèse. Cela a permis aux dentistes et prothésistes dentaire de pouvoir répondre à certaines attentes de la part des patients comme la réalisation de prothèses fixes unitaires d'usage, d'onlay et autres pièces céramiques de manière quasi immédiate. Cependant la fabrication soustractive reste une technique de fabrication particulièrement énergivore étant donnée sa nature première. Compte tenu de l'évolution des mentalités concernant la consommation des produits nous pouvons supposer que la proportion d'utilisation de cette technique de fabrication dans le secteur dentaire se verra réduite à certains champs d'application.

2.2. Fabrication additive ou impression 3D

Le fabrication additive renvoi à l'ensemble des procédés réalisé pour la fabrication d'un objet par dépôt d'un ensemble de couche de matière les unes sur les autres. L'utilisation du terme fabrication additive est principalement utilisé dans le secteur industriel, pour les autres secteurs le terme impression 3D est plus communément utilisé.

Il existe de nombreuses technologies fabrication additive. Parmi les plus connues on retrouve :

- L'impression par dépôt de fil fondu ou extrusion (FDM, FFF)
- L'impression par frittage de poudre et fusion (SLS, SLM)
- L'impression par photopolymérisation d'un bain de polymère (SLA, DLP)

2.2.1. L'impression par dépôt de fil fondu ou extrusion (FDM, FFF)

L'impression par dépôt de fil fondu ou par extrusion consiste à faire chauffer puis fondre un filament de plastique (PLA ou ABS) dans la tête d'impression de l'imprimante portant le nom de buse. La tête d'impression se déplace alors selon deux axes (x et y) pendant que la plateforme d'impression se déplace selon un axe vertical (axe z).

Les imprimantes utilisant ce système d'impression sont communément appelées imprimantes 3D FFF (Fused Filament Fabrication) ou FDM (Fused Deposition Modeling)

Pour ce type d'impression de multiples matériaux peuvent être utilisés. Les premiers à avoir été mis en place sur le marché étaient des bobines de filament de nylon ou d'acide polylactique (PLA). Aujourd'hui plusieurs matériaux ont été mélangés avec du PLA permettant d'imprimer des objets en utilisant un mélange de PLA et de liège ou encore de PLA et de bois ou de matériaux conductibles, flexibles ou solubles.

La résolution obtenue par cette technique dépend de la dynamique du flux de plastique en fusion et également de la taille de la buse et de la précision des mouvements de l'extrudeur (axes X / Y) et se situe généralement autour de 100 à 200 microns.

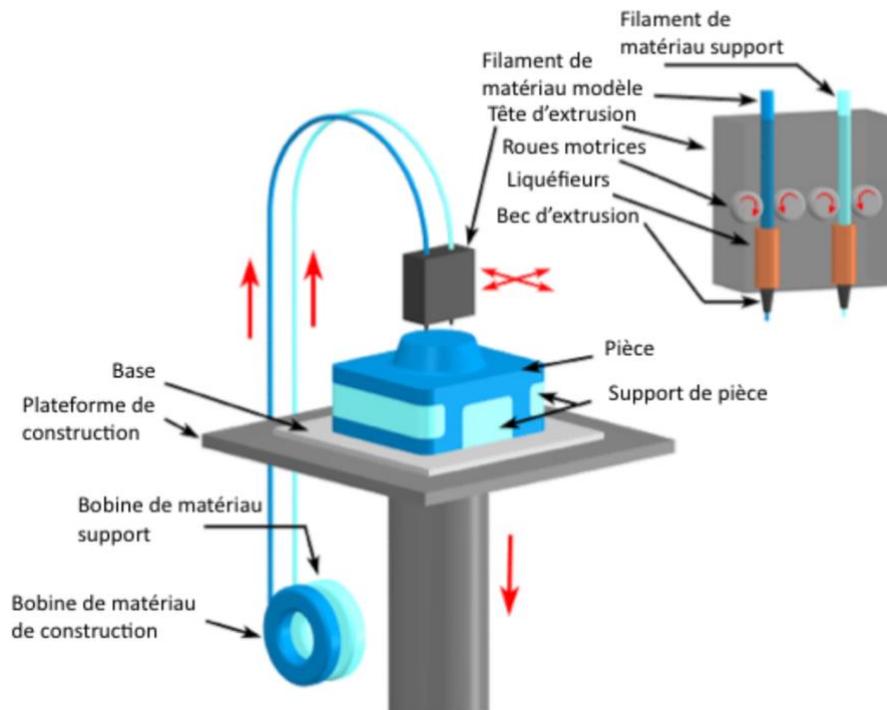


Figure 1 : Schéma explicatif du fonctionnement de l'impression FDM (source : A. W. COLEMAN et L. MOLLET, 2016)

2.2.2. L'impression par frittage de poudre et fusion

Dans le bac d'impression est disposé un matériau sous forme de poudre. Les grains vont ensuite être chauffés puis fusionnés pour former une structure solide. On parle alors principalement d'impression 3D par frittage laser ou frittage de poudre. Il existe plusieurs variantes de cette technologie, la poudre peut être soit frittée de manière sélective, on parle alors de Selective Laser Sintering (SLS), ou la poudre peut être fusionnée, on parle alors de Selective Laser Fusion (SLM).

2.2.3. L'impression par photopolymérisation d'un bain de polymère (SLA, DLP)

L'impression par photopolymérisation d'un bain de polymère se base sur le principe de photopolymérisation de couches successives d'un bain de résine polymère. Une plaque support est plongée dans le bain de résine jusqu'à quelques micromètres d'une fenêtre perméable au dioxygène. L'espace qui en résulte est appelé « zone morte » ou « dead zone » et constitue une zone fondamentale dans cette

technologie car la résine en contact avec le dioxygène et la lumière ne va pas se polymériser entièrement et constitue une couche permettant une impression continue où les parties polymérisées ne s'accrochent plus au fond du bain et ne sont donc plus à retoucher lors de la sortie de la plaque support du bain. L'oxygène représente un puissant inhibiteur de la polymérisation des résines photopolymérisables et la couche superficielle non polymérisée formée permet la coalescence des diverses couches de matériaux résineux. (Vreven J. et coll., 2005).

Les rayonnements ultraviolets permettant de la photopolymérisation sont générés soit par un laser qui va balayer le fond du bain de résine (technologie SLA pour *Stereolithography*) soit par l'équivalent d'un vidéoprojecteur (technologie DLP pour *Digital Light Processing*) qui va passer à travers un jeu de filtres et de miroirs pour rediriger la lumière en fonction de l'objet à imprimer puis permettre de photopolymériser de manière simultanée la résine sur une surface et donc d'éviter le balayage du laser accordant un gain de temps considérable lors de l'impression 3D d'objets.

La plaque support va venir se positionner à une hauteur h correspondant à la résolution définie lors de l'impression. Ensuite la plaque support va remonter de cette même hauteur h et la couche dernièrement polymérisée va se retrouver alors à la limite de la future couche qui sera polymérisé et permettre ainsi la continuité de l'objet. C'est la succession de l'impression de strates d'objets en deux dimensions rattachées les unes aux autres qui va permettre la création du futur objet en trois dimensions.

Actuellement, de multiples recherches sont menées pour fabriquer de différentes résines utilisables pour ces imprimantes 3D avec des propriétés physiques, optiques et mécaniques particulières leur permettant un usage précis tel que des résines simulant une gencive, des résines biocompatibles pour réalisation de prothèses amovibles etc.

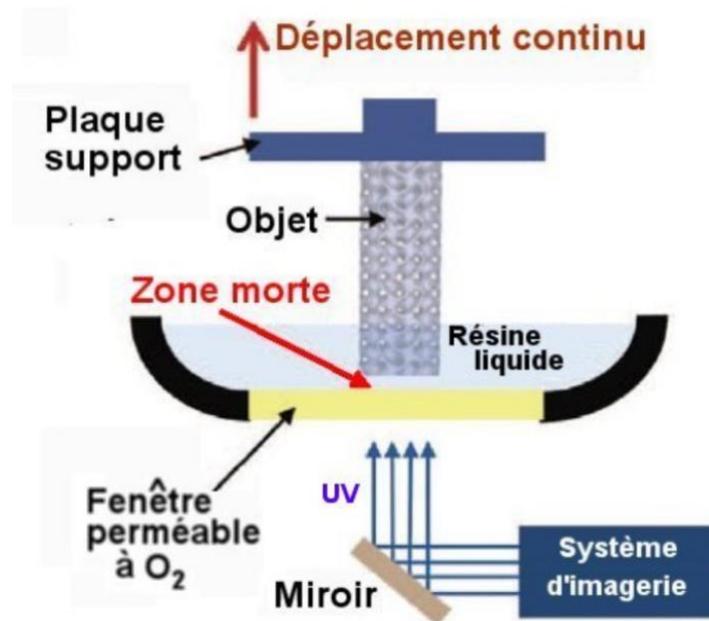


Figure 2 : Schéma explicatif du fonctionnement de l'impression 3D par photopolymérisation d'un bain de polymère (A. W. COLEMAN et L. MOLLET, 2016)

Chaque technologie (SLA ou DLP) a son indication en fonction de la précision requise pour le travail à imprimer, par exemple une imprimante 3D à technologie SLA pourra imprimer avec une plus grande précision une plaque d'impression remplie de guides chirurgicaux ou de châssis de prothèses amovibles partielles qu'une imprimante 3D à technologie DLP, cependant le temps d'impression sera plus important et le gain obtenu de précision pour le domaine dentaire n'est pas forcément requis en fonction de l'application. Ainsi une imprimante SLA permettra d'imprimer avec une plus grande résolution une multitude de pièces qui occupent une grande partie de la plaque support mais le temps d'impression se verra augmenté. L'imprimante SLA possède la meilleure résolution parmi les différentes techniques d'impression 3D pouvant aller jusqu'à 20 microns contre 50 à 200 microns pour les autres techniques (Melchels FPW. et coll., 2010)

A contrario, une imprimante DLP certes plus rapide car photopolymérisant une surface entière en même temps ne pourra pas imprimer un grand nombre de pièces sur la plaque support avec autant de précision qu'une imprimante SLA. L'imprimante DLP pourra imprimer avec une bonne résolution un objet seul et détaillé grâce à la possibilité de régler les lentilles pour focaliser la lumière du projecteur sur une zone

restreinte et imprimer ainsi des couches plus fines et donc augmenter la résolution. Un objet de grand volume pourra également être imprimé de manière précise et rapide avec l'utilisation d'une imprimante DLP.

Dans le domaine dentaire, la résolution des imprimantes DLP reste assez satisfaisante pour permettre leur utilisation et ainsi diminuer les temps d'impressions par rapport à la technologie SLA.

	FDM	SLA	DLP
Résolution axe Z	50 à 300 microns	25 à 100 microns	25 à 100 microns
Indications	- Objets de formes simples avec, impressions d'arcades dentaires sans nécessité d'une quantité importante de détails (modèles d'études par exemples)	- Objets de formes complexes, - Impressions de modèles dentaires nécessitant une quantité importante de détails (par exemple : modèles pour prothèses fixées) - Meilleure finition notamment sur les bords des objets mais temps d'impression plus long	- Objets de formes complexes, - Impressions de modèles dentaires nécessitant une quantité importante de détails (par exemple : guides chirurgicaux implantaires ou modèles pour prothèses fixées) - Temps d'impression plus court que les technologies d'impression SLA
Temps d'impression (Dépendant de la résolution)	7,62 à 43,18 mm/h	7,62 à 17,78 mm/h	Jusqu'à 80 mm/h

Tableau 1 : Tableau comparatif des différentes résolutions en fonction des types d'impressions 3D utilisable en dentaire et leurs indications (Finnes T., 2015) (EnvisonTech, 2018) (Formalbs : « SLA ou DLP », 2016) (FDM vs SLA: A Direct Comparison Guide)

Il est important de notifier que les différences en terme de précision entre les différentes techniques d'impression tend à diminuer, ainsi les facteurs de choix pour les imprimantes 3D sont de plus en plus liés à la rapidité d'impression et aux matériaux d'impressions compatibles.

Après avoir présenté l'ensemble des différentes techniques de fabrication applicable dans le secteur dentaire notamment à la fabrication de guides chirurgicaux implantaires nous allons maintenant nous intéresser à la réalisation pratique d'un guide chirurgical implantaire au cabinet dentaire par impression 3D en étudiant dans le détail toute la chaîne de fabrication de ce guide chirurgical implantaire.

Ce type de technologies additives permet d'ouvrir de nouveaux champs d'applications par rapport aux méthodes soustractives développées au cours des précédentes années. Les technologies additives revêtent plusieurs avantages par rapport aux techniques conventionnelles et aux techniques soustractives tels que :

- Une économie de matière première, en effet seul le volume nécessaire du futur objet et de son support sont requis pour la fabrication de l'objet, là où les méthodes soustractives sont beaucoup moins économes.
- Un meilleur contrôle de la précision de la réalisation des objets imprimés qui sont auparavant modélisés et préconçus puis imprimés avec la résolution souhaitée
- Un coût diminué sur le long terme par rapport à des techniques conventionnelles et soustractives où de nombreux consommables sont utilisés tout au long de la chaîne de fabrication (alginate, plâtre, résine, fraises, etc.)
- Un gain de temps : le passage au numérique permet à l'utilisateur de condenser plusieurs informations qui sont ensuite traitées par l'ensemble des logiciels de planification. L'utilisateur peut également réaliser un ensemble de travaux en même temps et lancer l'impression durant des temps d'inactivité au cabinet ou au laboratoire (exemple : la nuit)

Cependant ces technologies présentent également certains inconvénients tel que :

- L'utilisation de matériaux à base de polymères de résine dont le recul scientifique reste pour l'instant insuffisant quant à leur utilisation dans le domaine médical (P. Macdonald N, et coll., 2016), (Kurzmann C, et coll., 2017)
- Le prix du matériel nécessaire lors du passage au numérique et de l'acquisition des différents accessoires (scanner intraoral, imprimante 3D etc.)
- L'utilisateur doit passer par une courbe d'apprentissage lors de l'acquisition de ces nouvelles technologies pour obtenir une efficacité optimale
- Il est également nécessaire de prévoir des appareils pour le traitement post-impression des objets imprimés (bain d'alcool et photopolymérisation après impression).

Avec ces technologies d'impression 3D, plusieurs matériaux sont utilisables. Pour ce qui est des imprimantes 3D par technologie SLA ou DLP ce sont des matériaux appartenant à la famille des résines qui sont employés. On va retrouver parmi ces résines par exemple des résines calcinables, des résines biocompatibles de classe IIA. En ce qui concerne la réalisation de guides chirurgicaux par impression 3D il est important d'utiliser une résine biocompatible, non opaque et possédant une certaine rigidité.

Marque	Résine
SprintRay	SprintRay Surgical Guide
NextDent	NextDent SG
Bego	VarseoWax Surgical Guide
Zenith 3D	ZMD-10000B Clear SG
Dreve	FotoDent® Guide
Carbon	Whip Mix Surgical Guide
Enlighten Materials	Enlighten DD GUIDE 3D
Shera	SheraPrint - SG
Detax	FREEPRINT® Splint

Tableau 2 : Liste non exhaustive des différentes résines utilisables pour l'impression de guide chirurgicaux disponibles sur le marché.

Le choix dans les couleurs utilisé pour ces résines était au départ limité et tend maintenant à s'élargir. De nouvelles résines utilisable en technologie DLP ou SLA continuent de voir le jour à la suite des travaux de recherche et développement, ainsi des résines « gum-like » peuvent aujourd'hui être utilisées. Ce sont des résines roses, de texture élastique et permettant par exemple de simuler le comportement des tissus mous lors de la réalisation des travaux prothétiques dentaires.

De même des résines biocompatibles sont en cours de demande d'accréditation pour leur utilisation dans la fabrication de prothèses amovibles complètes.



Figure 3 : Photographie d'un modèle dentaire imprimé avec l'utilisation d'une imprimante 3D DLP et présence de résine simulant la gencive



Figure 4 : Photographie des différents types de résine pouvant être utilisée pour les imprimantes DLP ou SLA

3. Réalisation pratique d'un guide chirurgical implantaire au cabinet par impression 3D

La réalisation d'un guide chirurgical implantaire au cabinet dentaire s'inscrit dans une démarche de modernisation des pratiques. On parle ainsi de chaîne digitale de travail également appelée « Digital Workflow » consistant à digitaliser toute une série d'étapes lors de la prise en charge d'un patient.

Dans le cas d'une pose d'implant cette chaîne digitale peut être schématisé de cette manière :

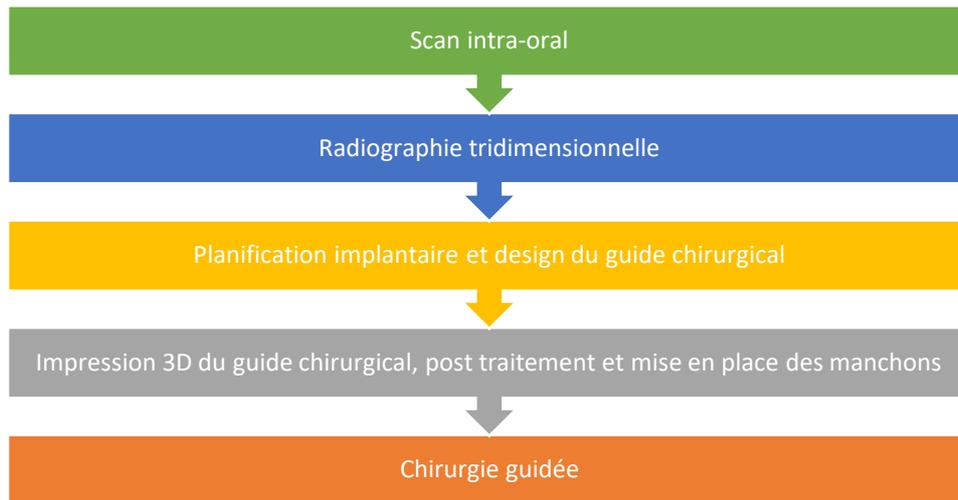


Figure 5 : Chaîne de travail digitale pour une pose d'implant guidée

Le guide chirurgical implantaire représente pour le chirurgien-dentiste un dispositif médical lui permettant de simplifier la procédure chirurgicale, de faciliter la prise de décision peropératoire et permettrait également d'améliorer le placement d'implant (Sarmant, David P. et coll., 2003 ; Sammartino, Gilberto et coll., 2004).

Il existe différents types de guides qui peuvent être classés de deux façons différentes : en fonction de leur manière de guider les forets à travers ces guides et en fonction de leurs appuis sur les tissus.

Il existe différentes possibilités de guider les forets lors d'une chirurgie implantaire. On retrouve ainsi :

- **Les guides chirurgicaux à manchon pilote** : ce sont des guides qui vont être équipés de douilles métalliques standards ne servant qu'au guidage d'un seul foret, la plupart du temps le foret pilote de diamètre 2mm. Ces guides ont pour avantage de pouvoir être utilisé avec n'importe quel système implantaire. Ils constituent une réelle aide lors du positionnement du futur implant, permettant de respecter les impératifs prothétiques et anatomiques étudiés lors de la planification implantaire (Schnutenhaus S., 2018). Cependant le risque de déviation lors du passage des forets suivants est toujours présent.



Figure 6 : Photographie d'un guide chirurgical à manchons pilotes (Fougerais G., 2014)

- **Les guides chirurgicaux « manchon dans manchon »** : ce sont des guides chirurgicaux qui sont équipés d'une douille métallique large pour chaque implant. Il y a également présence de manchons métalliques de diamètres croissant correspondant aux différents diamètres des forets de la séquence de forage. Ces guides ont pour avantage de pouvoir être utilisé avec n'importe quel système implantaire mais nécessitent un changement de manchon dans les guides pour chaque implant à chaque changement de diamètre de foret.
- **Les guides chirurgicaux à trousse spécifique** : ce sont des guides chirurgicaux équipés de douilles métalliques spécifique au système implantaire qui les a développés et nécessitant une trousse de chirurgie guidée. Dans cette trousse de chirurgie le praticien retrouve des cuillères spécifiques aux douilles de diamètre croissant correspondant aux diamètres des forets. Ils permettent de guider le passage de l'ensemble de la séquence de forage mais également de la pose de l'implant. Ces guides possèdent la plus grande précision et le transfert du positionnement de l'implant par rapport à la planification est de l'ordre du micron.



Figure 7 : Photographie de trousse de chirurgie spécifique avec le système de cuillères visible sur le bas et le haut des trousse (BEGO ®)

Ces différents manchons ou douilles sont en titane et la problématique de l'échauffement des tissus dû à une moins bonne possibilité d'irrigation à cause du guide chirurgical mais également du contact métal-métal (entre la douille et le foret) reste d'actualité mais différentes procédures comme le refroidissement de la zone à l'eau stérile entre le passage de chaque foret permet de contrôler ce paramètre (Barrak I. et col., 2018)

Pour augmenter la précision de la pose d'implants il est nécessaire de choisir des douilles ou des cuillères avec le diamètre le plus fin possible adapté aux forets et avec une hauteur la plus importante possible (Koop R. et col., 2013).

Les guides chirurgicaux peuvent également être classés selon leur appui sur les tissus présents. Il existe ainsi trois types de guides chirurgicaux implantaire classés selon les tissus d'appui :

- **Le guide chirurgical à appui dentaire** : c'est le plus couramment rencontré des trois guides et qui comme son nom l'indique prend appui sur les dents bordant l'édentement. Il est indiqué dans le cas d'édentements encastrés postérieurs ou antérieur et plus particulièrement pour les édentements unitaires antérieurs. Il peut également être utilisé dans les édentements

postérieurs libres à condition que la zone édentée soit inférieure à 30mm. C'est le plus précis des guides chirurgicaux

- **Le guide chirurgical à appui muqueux** : il est indiqué en cas d'édentement total ou d'édentement partiel avec une étendue supérieure à 30mm. Il est réputé moins précis et plus difficile à positionner que les deux autres types de guide car s'appuyant sur une surface potentiellement dépressible (Turbush SK, Turkyilmaz I., 2012). Pour le stabiliser on utilise des vis de stabilisation et sa mise en place reste délicate. Il possède des cales occlusales sous forme de dents pour sa mise en place et sa stabilisation.
- **Le guide chirurgical à appui osseux** : il peut être utilisé dans tous les cas où le chirurgien réalise un lambeau d'épaisseur totale. Il prend appui sur l'os mis à nu par le chirurgien. Tout comme le guide chirurgical à appui muqueux il nécessite l'utilisation d'une clé occlusale et de vis de stabilisations pour son bon positionnement. Ce type de guide est de moins en moins utilisé car la chirurgie guidée tend au possible à l'utilisation de techniques les moins invasives possibles.

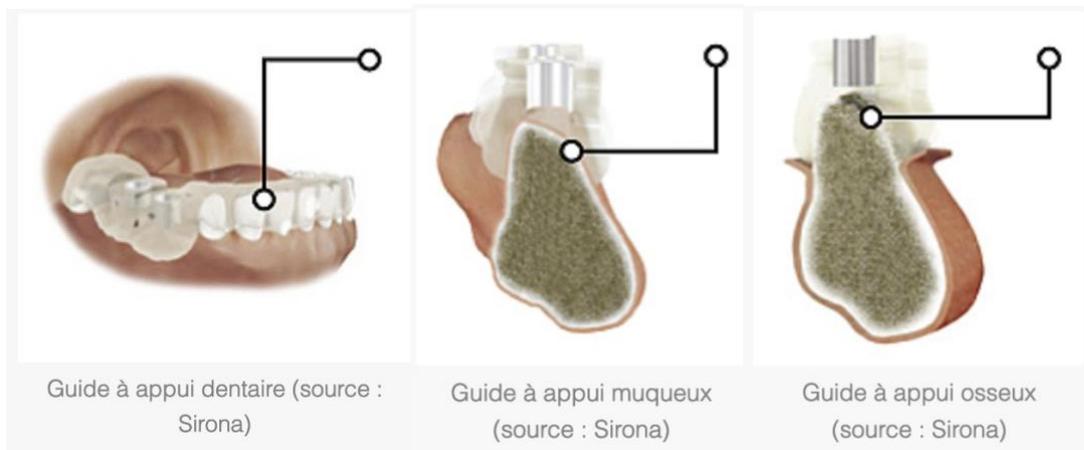


Figure 8 : Schéma des différents types de guides selon leurs appuis

Les guides chirurgicaux utilisés ne sont pas parfaits et malgré tout il persiste une déviation entre le positionnement idéal effectué lors de la planification implantaire et le positionnement réel de l'implant après chirurgie. Pour mesurer la précision

octroyée par les guides différentes mesures sont réalisées pour quantifier les déviations. On mesure ainsi

- La variation au niveau du point d'entrée de l'implant
- La variation au niveau de l'apex de l'implant
- La variation au niveau de la profondeur de forage
- La variation au niveau de l'angulation de l'implant (que ce soit dans le sens mésio-distal ou vestibulo-lingual/palatin)

Schneider D. et coll. ont ainsi effectué un recueil de plusieurs études en 2009 pour comparer la précision entre les différents guides en fonction de leur type d'appui :

Type d'appui	Déviaton du point d'entrée	Déviaton de l'apex	Déviaton angulaire
Dentaire	0.83 mm	1.60 mm	2.82°
Muqueux	1.06 mm	1.71 mm	4.51°
Osseux	1.35 mm	2.06 mm	6.39°

Tableau 3 : Tableau reprenant la déviation selon le type d'appui pour le guide chirurgical (Schneider D. et coll., 2009)

Au cours de ce travail nous ne nous intéresseront qu'à la réalisation de guides chirurgicaux implantaires à appui dentaire étant donné qu'ils représentent le principal type de guide chirurgical implantaire utilisé et le plus précis.

Les guides chirurgicaux doivent répondre à un cahier des charges bien précis (Larripa M., 2018) :

- il doit être précis, stable et rigide
- il doit être de mise en place facile et reproductible
- il doit permettre le contrôle tridimensionnel du positionnement implantaire et sont généralement transparents.
- il ne doit pas interférer avec le geste chirurgical lors de l'élévation des lambeaux
- il doit permettre le refroidissement des forêts pendant l'intervention

- il doit être compatible avec le protocole de forage
- il doit être peu encombrant et doit tenir compte de l'ouverture buccale du patient pendant le forage
- il doit être adapté au type d'édentement et au concept thérapeutique choisi
- il doit être stérilisable sans déformation
- il doit être biocompatible de classe 1 selon la norme ISO 10993-1.

Auparavant, le guide chirurgical était fabriqué par le prothésiste dentaire sur la demande du chirurgien-dentiste en transformant le guide radiographique en guide chirurgical. De nos jours de nombreuses entreprises proposent maintenant une chaîne de travail digitale complète communément appelé « *Digital Workflow* » permettant la prise d'empreintes optiques, la réalisation d'un CBCT puis l'utilisation de logiciel de planification implantaire permettant de fusionner les données issues du scanner intraoral et de la radiographie 3D CBCT, la modélisation du futur projet prothétique et le placement fictif du ou des futurs implants. Finalement les logiciels de planification implantaire permettent la modélisation de guides chirurgicaux implantaire et leur impression via une imprimante 3D.

3.1. Prise d'une empreinte numérique

La prise d'empreinte numérique constitue la première étape de cette chaîne de travail digitale et repose sur l'utilisation d'un scanner intraoral ou d'un scanner de modèle (principalement utilisés dans les laboratoires dentaires).

3.1.1. Prise d'empreinte numérique directe : scanner intra-oraux

Aujourd'hui de nombreuses entreprises tel que 3Shape®, Dentsply Sirona®, Planmeca®, Dental Wings, Straumann® proposent des scanners intraoraux aux chirurgiens-dentistes. De nombreux progrès dans l'utilisation de scanner intraoraux ont été effectués au cours de ces dernières années les rendant maintenant plus pratiques, simples et rapides dans leur utilisation. Les étapes de poudrages ont par exemple été supprimées. Les scanners intraoraux permettent aujourd'hui une

meilleure communication avec le patient et le prothésiste dentaire et une diminution de l'inconfort vécu par le patient (Francesco Mangano et coll., 2017).

Le scanner intraoral fonctionne grâce à la projection d'une lumière (laser ou lumière structurée) sur l'objet à scanner. Les images des tissus dentaires et parodontaux dans notre cas sont ensuite capturées par des détecteurs optiques puis seront analysées et traitées par le logiciel du scanner intraoral qui générera des nuages de points qui seront par la suite triangulés permettant ainsi de créer un modèle dentaire virtuel 3D.

Pour la réalisation d'une empreinte numérique intraorale le praticien doit en premier lieu lancer le logiciel de prise d'empreinte puis une fois que ce dernier est prêt le chirurgien-dentiste doit balayer les arcades dentaires du patient à l'aide du scanner intraoral sur les faces occlusales, vestibulaires et palatines ou linguales.

La durée de réalisation de la prise d'empreinte optique dépend du scanner employé mais se situe actuellement autour des 1 minutes. L'empreinte est découpée en trois temps :

- Un scan de l'arcade dentaire d'intérêt
- Un scan de l'arcade dentaire antagoniste
- Un scan vestibulaire des deux arcades en occlusion permettant la mise en occlusion des deux modèles numériques maxillaire et mandibulaire.

La précision des empreintes optique a été dernièrement reconnue comme égale voire supérieure aux empreintes conventionnelles (Keul C, Güth J-F., 2019), (Tomita Y., 2018)



Figure 9 : Photographie d'un scanner intraoral (Trios 4 de chez 3Shape®)

3.1.2. Prise d'empreintes indirecte : scanner de modèles :

Il existe également la possibilité de numériser des modèles dentaires en plâtres issus d'une coulée d'empreintes réalisées en technique conventionnelle avec un matériau de prise d'empreinte.

Ces scanners sont principalement utilisés dans les laboratoires de prothèses et sont donc moins présent dans les cabinets. De plus ils pourraient induire un biais par rapport à une empreinte optique intraorale étant donné que les étapes pour obtenir cette empreinte numérique sont multipliées : empreinte avec un matériau à empreinte classique (risque de rétractions, tirages, bulles etc.), puis coulée des modèles (expansion du plâtre lors de la prise, risque de bulles, puis scan des modèles en plâtre. Ces différentes étapes supplémentaires pourraient implémenter à chaque fois un risque d'erreur au niveau de l'empreinte. (Güth et coll., 2013) (Shafi I, et coll ., 2017).

Cependant selon Shafi I, et coll . des études ont également démontré que l'utilisation de scanners de tables serait plus précise qu'un scan intra-oral lorsque l'étendue d'arcade scannée augmente car une distorsion est observée lors de scans intra-oraux de l'arcade entière. (Su et coll., 2015)



Figure 10 : Photographie de scanners de modèles et d'empreintes (Dental Wings ®)

3.2. Réalisation de la radiographie tridimensionnelle

Une fois les modèles numériques obtenus, il faut alors réaliser une imagerie radiographique en trois dimensions de la future zone implantée afin de réaliser une planification implantaire qui permettra d'anticiper le futur geste chirurgical. L'examen de référence en implantologie est la tomographie volumique par faisceau conique (TVFC ou CBCT en anglais) cette technique d'imagerie permet d'acquérir une imagerie tridimensionnelle de qualité et de précision complètement satisfaisante, tout en limitant au maximum le degré d'exposition du patient aux rayonnements ionisants, pour planifier une pose d'implant en permettant à l'opérateur d'objectiver l'anatomie du patient à savoir les trajets des pédicules vasculo-nerveux et les rapports avec les structures anatomiques proches tel que les sinus maxillaires. L'imagerie radiographique tridimensionnelle représente l'outil de choix pour planifier de manière idéale la pose du ou des futurs implants (Herklotz I. et coll., 2017)

L'imagerie radiographique par technique de tomographie volumique à faisceau conique (TVFC) a été développée à partir des années 1990. Cette technique d'imagerie est basée sur une émission de rayons X en un faisceau conique à partir d'un émetteur. Ce cône de rayons va traverser les tissus de la zone d'intérêt et venir finir sa course au niveau d'un détecteur bidimensionnel (le plus souvent une surface plane). L'appareil va effectuer une seule rotation autour du patient à 180°, contrairement aux autres techniques d'imagerie sectionnelle où plusieurs rotations autour du patient sont nécessaires. Cela permet de réduire de manière significative l'exposition du patient aux rayonnements ionisants.

Lors de sa rotation, à chaque degré, l'émetteur va produire un cône de rayons X, ce dernier sera ensuite capté par le détecteur qui transmettra les informations à un système informatique qui aura pour rôle de convertir les pixels obtenus en voxel. Le volume est alors obtenu et à partir de celui-ci des coupes dans les trois plans de l'espace (sagittal, frontal et transversal) seront produites.

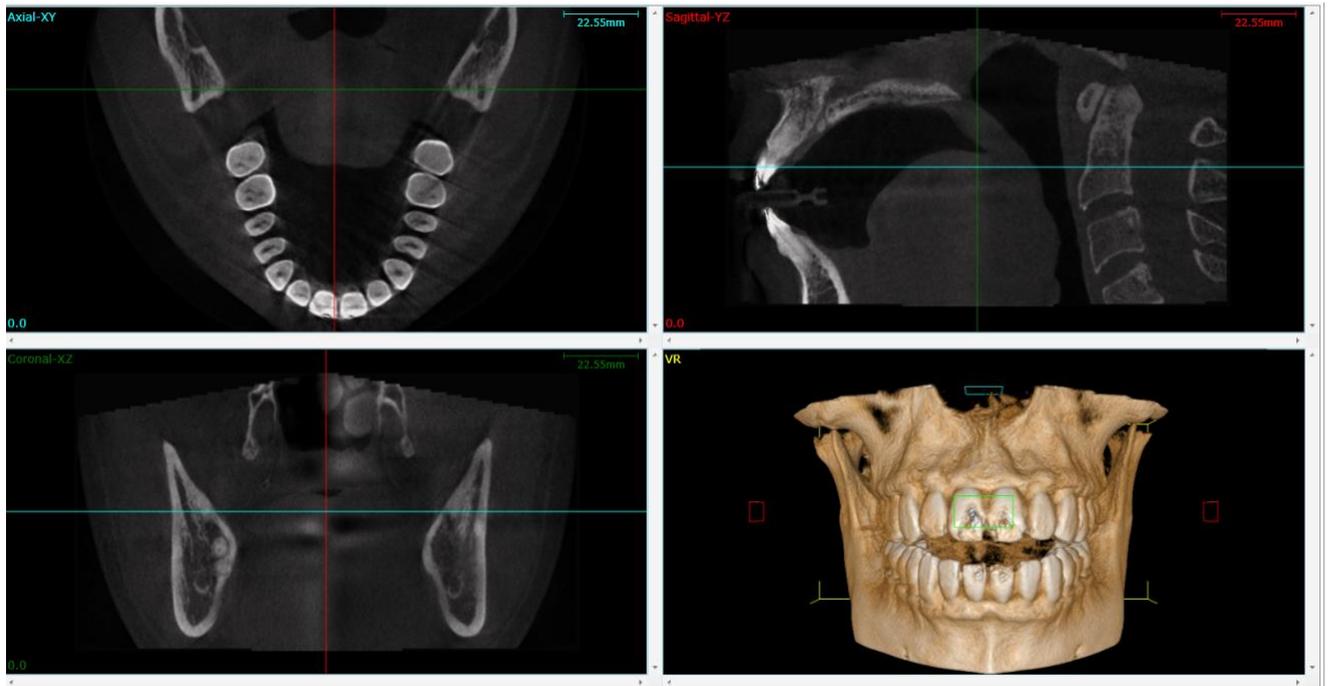


Figure 11 : Exemple d'images obtenu lors d'un examen radiographique par tomographie volumique à faisceau conique

Une fois l'imagerie radiographique tridimensionnelle réalisée le praticien va pouvoir utiliser un logiciel de planification implantaire pour établir une situation implantaire et un protocole chirurgical idéal. Il existe aujourd'hui une multitude de logiciels de planification implantaire sur le marché tel que BlueSkyPlan®, Romexis®, Implant Studio ®, CoDiagnosiX®, Simplant®. Le logiciel de planification implantaire va permettre au praticien :

- De superposer l'empreinte optique réalisée précédemment avec l'imagerie radiographique tridimensionnelle
- De situer de manière optimale le ou les futurs implants en fonction de l'espace prothétique disponible, des dents antagonistes, des structures anatomiques adjacentes, des volumes osseux etc.
- De designer un guide chirurgical implantaire
- D'éditer un protocole opératoire complet de la chirurgie

3.3. Superposition des données et réalisation de la planification implantaire

La planification implantaire représente une étape clé lors de la mise en place d'implant car elle permet d'anticiper nombre de complications per et post opératoires.

C'est la future prothèse implantaire qui va diriger la localisation et la mise en place de l'implant. Le numérique nous permet ainsi de visualiser virtuellement la future prothèse implantaire et donc de placer l'implant correspondant de manière optimale.

La première étape de la planification implantaire consiste généralement en la sélection des données concernant le futur implant à poser et de la nature de la prothèse à venir.

L'utilisateur est ensuite invité à importer les différentes imageries, scan intra-oral la plupart du temps au format .STL et imagerie tridimensionnelle par tomographie volumique à faisceau conique au format .DICOM.

L'étape suivante consiste en la réalisation virtuelle d'un wax-up de la future prothèse implantaire. Le praticien peut modifier le volume, la position, les contacts, en bref l'ensemble des paramètres de la future prothèse. Il est possible d'étudier cette future prothèse sous tous les angles et ainsi réaliser un wax-up optimal.

Ensuite les logiciels proposent généralement de cibler la zone d'intérêt en situant la courbe panoramique afin de centrer le travail autour de la zone chirurgicale pour faciliter les étapes suivantes de la planification.

L'alignement et la superposition des deux types d'imagerie (scan intraoral et radiographie tridimensionnelle) est alors réalisé (Woo S., 2019). De plus en plus de logiciels effectuent cette étape automatiquement mais en cas de besoin il est possible de modifier l'alignement en situant trois points identiques minimum entre le scan intraoral et la radiographie tridimensionnelle. En cas de chirurgie mandibulaire après cette étape d'alignement il est nécessaire de définir la position du canal contenant le nerf alvéolaire inférieur. Pour ce faire il faut dans un premier temps marquer l'émergence de ce canal au niveau du foramen mentonnier puis suivre le

trajet du canal sur les différentes coupes. Cela permet lors de la planification de sécuriser cette zone anatomique critique afin d'éviter toutes complications liées à une atteinte du nerf alvéolaire inférieur lors de la chirurgie. Le cheminement du canal alvéolaire inférieur devient alors visible sur l'ensemble des étapes suivantes, permettant un placement fictif de l'implant de manière optimale et sécurisée.

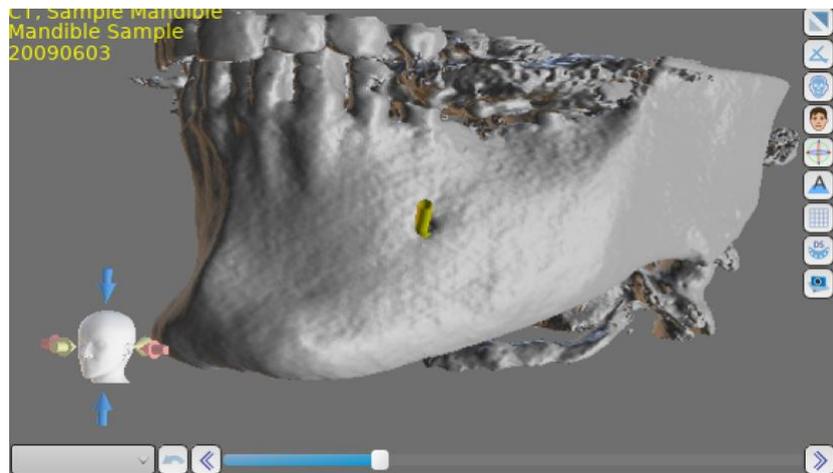


Figure 12 : Exemple de localisation du canal du nerf alvéolaire inférieur dans le logiciel de planification implantaire BlueSkyPlan4® en vue reconstruction 3D

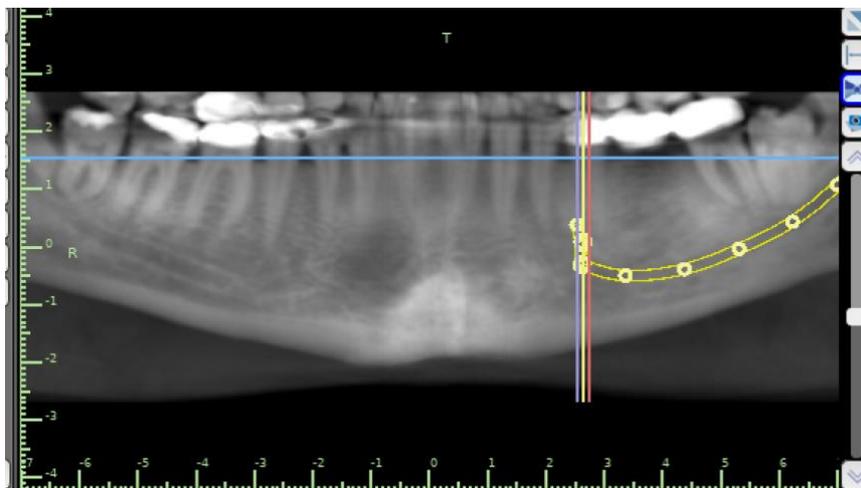


Figure 13 : Exemple de localisation du canal du nerf alvéolaire inférieur dans le logiciel de planification implantaire BlueSkyPlan4® en vue panoramique

Les implants à placer sont ensuite sélectionnés sur le logiciel parmi une base de données et sont alors placés automatiquement en fonction de la future prothèse ou

alors manuellement en fonction du logiciel de planification implantaire. Leur position peut être ajustée manuellement pour obtenir une situation idéale tenant compte de la future prothèse mais également des volumes osseux disponibles et des éléments anatomiques voisins.

Ainsi avec l'utilisation des différentes vues en coupes (sagittale, frontale et transversale) le praticien peut placer de manière optimale son ou ses implants et se fixer ainsi un idéal à atteindre lors de la chirurgie.

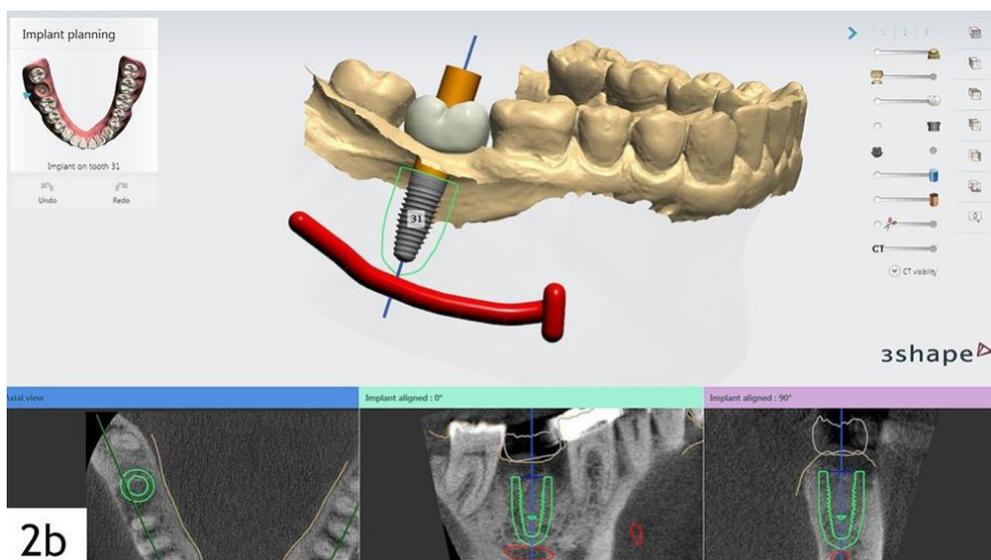
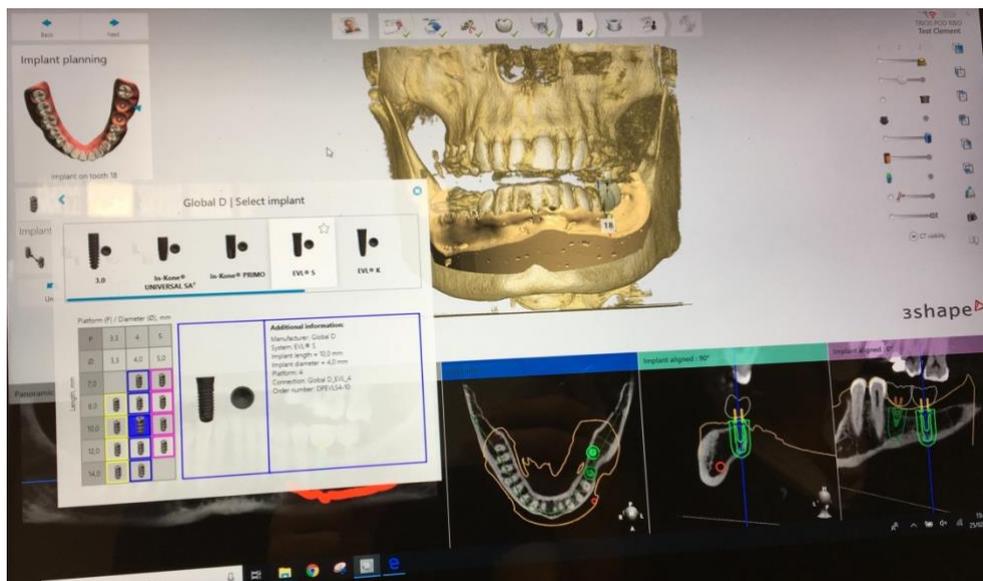


Figure 14 et 15 : Exemple de planification implantaire pour un cas clinique avec l'utilisation du logiciel Implant Studio de 3Shape ®

Enfin, l'utilisateur est invité à tracer les limites externes du futur guide chirurgical implantaire sur l'empreinte optique numérisée. Lors de cette étape il est fondamental de prendre en compte la nécessité d'une bonne stabilité et mise en place du guide chirurgical en augmentant son étendue si besoin. En effet une des sources majeures de déviation au niveau de la pose d'implants lors de l'utilisation de guides chirurgicaux implantaires est due à une stabilité insuffisante du guide chirurgical (Di Giacomo et coll., 2005).

Des fenêtres peuvent être réalisées pour permettre au chirurgien de contrôler la bonne mise en place du guide chirurgical lors de l'intervention. De plus il est important de paramétrer le diamètre des manchons métalliques qui seront insérés dans les puits des forages afin qu'ils correspondent aux diamètres des forets utilisés pendant la chirurgie, dépendant eux même de l'implant qui a été sélectionné précédemment.

Ainsi lors de la planification le praticien va décider du diamètre et de la longueur de l'implant en fonction de la situation clinique (contraintes anatomiques, mécaniques, prothétiques etc.), une fois l'implant choisi, le système de forage utilisé doit correspondre en terme de diamètre à l'implant sélectionné. Les manchons métalliques seront donc adaptés à l'implant posé et au système de forage utilisé. Les manchons métalliques seront ajoutés au guide chirurgical après son impression.

Par exemple pour une pose d'un implant de 4,3mm de diamètre et de 10mm de long si le système de guidage utilisé est un système de guidage à manchon pilote le manchon à choisir devra être de diamètre intérieur de 2 mm (correspondant au diamètre du foret pilote). Le diamètre du trou présent sur le guide chirurgical pour la mise en place du manchon devra être supérieur au diamètre extérieur du manchon pilote de 0,1 mm pour pouvoir mettre en place le manchon pilote dans le guide une fois l'impression effectuée. La hauteur du manchon pilote est généralement de 5 à 10 mm, il a été démontré que la hauteur du manchon pilote n'influence pas la précision de la pose d'implant mais que c'est la hauteur totale de forage sous le manchon qui est en cause, plus elle augmente et plus le risque déviation augmente (El Kholy K. et coll., 2019)

Une fois la planification implantaire finie, le logiciel de planification édite un rapport chirurgical reprenant l'ensemble des informations de manière synthétique afin de préparer au mieux la chirurgie à venir et de ne conserver que les éléments essentiels.

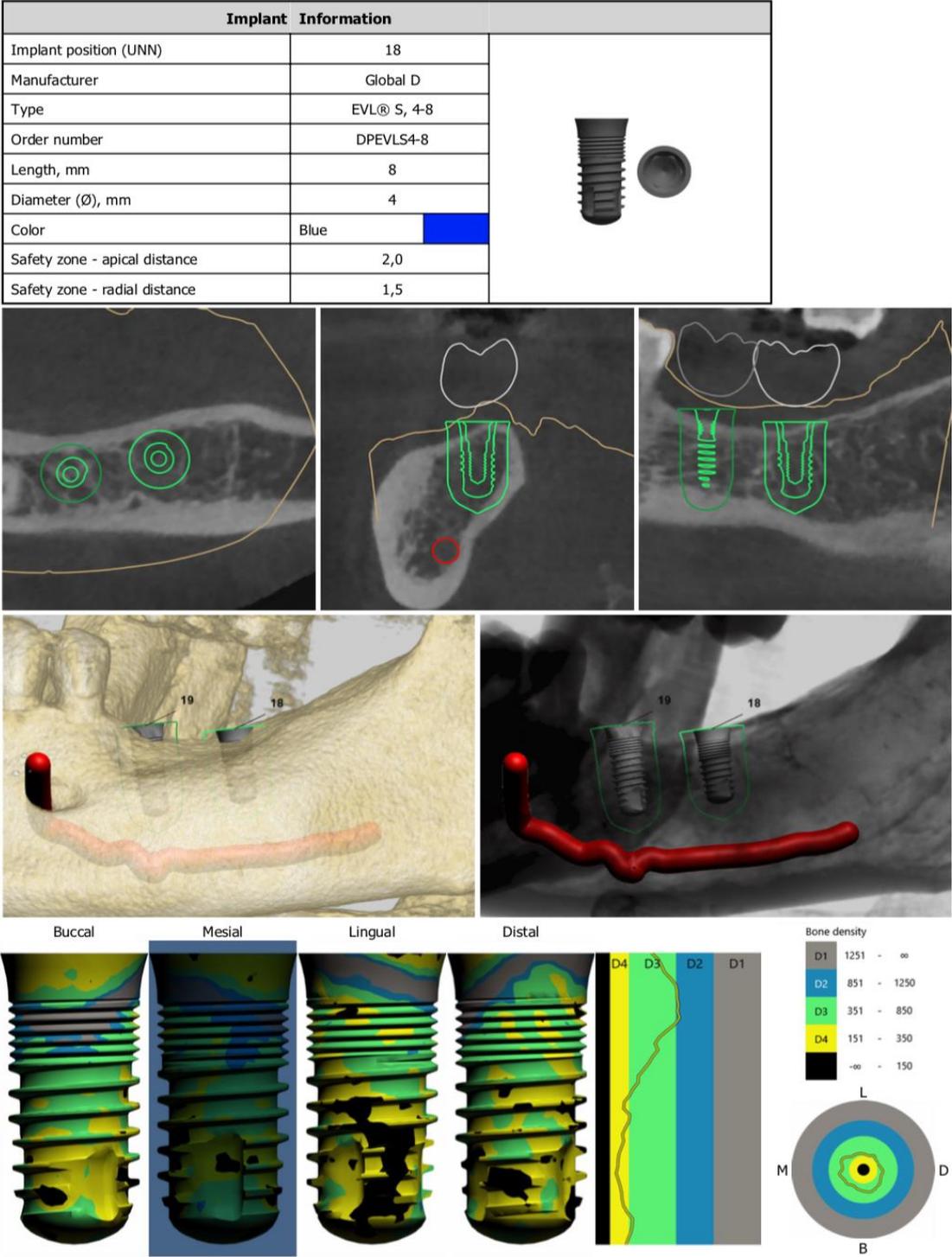
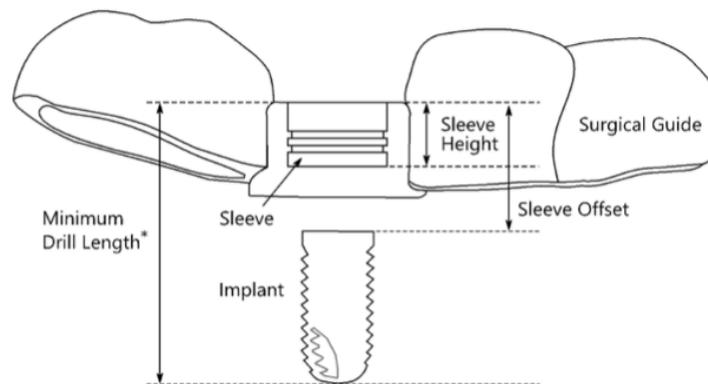


Figure 16 : Exemple de rapport chirurgical obtenu après planification implantaire à l'aide du logiciel Implant Studio de 3Shape®

Un protocole de forage est également édité détaillant la séquence de forets à utiliser, la profondeur de forage, les diamètres des forêts et les codes couleurs associés. Pour l'instant les systèmes de guides chirurgicaux implantaires réalisés par impression 3D ne permettait de guider que le passage du foret pilote. De plus en plus de compagnies mettent au point des guides chirurgicaux implantaires et des systèmes associés aux forets chirurgicaux pour permettre une chirurgie guidée de A à Z.



*1=Note: Please check the required final drill length against the suggested minimum drill length for your chosen implants. The final drill length depends on the chosen sleeve type and instructions for use for the relevant surgical protocol defined by your implant choice. E.g., for fully guided sleeves additional values might need to be added like a potentially used spoon or extended drill depth.

Implant information	
Implant position (UNN)	18
Manufacturer	Global D
Type	EVL® S, 4-8
Order number	DPEVLS4-8
Length, mm	8
Diameter (Ø), mm	4
Color	Blue
Sleeve information	
Name	Steco single sleeve 2.0x5.0
Type	Pilot
Order number	M.27.01.D200L5
Offset, mm	4
Drill information	
Minimum drill length	13,2

Figure 17 : Exemple d'un protocole de forage obtenu après planification implantaire à l'aide du logiciel Implant Studio de 3Shape®

La planification implantaire nous permet au cours de l'ensemble des étapes abordées précédemment de préparer la chirurgie à venir de manière complète, précise et sûre. Les complications per et post-opératoires sont donc ainsi anticipées,

permettant au chirurgien de se concentrer sur l'acte seul et favorisant ainsi sa bonne réalisation.

3.4. Impression 3D du guide chirurgical au cabinet

Au cours de cette partie nous allons nous intéresser à l'impression de guides chirurgicaux implantaires par photopolymérisation d'un bain de polymère (SLA et DLP) uniquement étant donné que c'est la technique d'impression retenue pour l'impression des guides chirurgicaux implantaires.

3.4.1. Préparation de l'imprimante

Avant toute impression il est nécessaire de préparer l'imprimante au préalable.

Pour cela il faut :

- Mettre l'imprimante sous tension pour que celle-ci puisse s'initialiser et réaliser des calibrages si nécessaires. Il est important de noter que les premières générations d'imprimantes par photopolymérisation d'un bain de polymère (technique SLA et DLP) nécessitaient des calibrations fréquentes, chronophages et indispensables. Les derniers modèles d'imprimantes 3D par photopolymérisation d'un bain de polymère sont dotées de technologies d'auto-calibration permettant ainsi une simplification importante de la procédure.
- Choisir la résine qui sera utilisée pour l'impression du guide chirurgical implantaire. De par sa nature de guide chirurgical qui sera positionné en bouche, cette résine doit respecter plusieurs contraintes :
 - Être une résine biocompatible, dite de **classe II A**, ne possédant pas de toxicité particulière lors de son contact avec des muqueuses mise en évidence lors des différentes études de toxicité effectuées lors de la conception de la résine

Classe I	dispositifs médicaux non invasifs ou invasifs mais à usage temporaire
Classe II A	dispositifs médicaux invasifs à court terme et ceux à long terme de la sphère oro-pharyngée
Classe II B	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

Tableau 4 : Classification des biomatériaux (J. CAMPS, 2009)

- Être une résine relativement transparente permettant de visualiser les structures anatomiques (muqueuses, dents etc.) situées sous le guide chirurgical
 - Être une résine présentant des propriétés mécaniques compatibles avec son usage, à savoir posséder une certaine rigidité pour une bonne stabilité lors de son positionnement intrabuccal
 - Être une résine pouvant subir un procédé de désinfection (20 min à 121°C dans une autoclave) sans voir sa structure modifiée.
- Remplir le bac d'impression de la résine choisie et mettre en place la plaque d'impression

Une fois l'ensemble de ces étapes réalisées l'imprimante est prête à recevoir le fichier pour impression.

3.4.2. Préparation, transfert et impression du fichier

La planification maintenant terminée, un fichier contenant les informations nécessaires à l'impression 3D du guide chirurgical est créé. Depuis la création des imprimantes 3D il existe plusieurs formats de fichiers permettant de stocker les données nécessaires à l'imprimante 3D pour imprimer l'objet. Communément un des formats les plus utilisés dans le domaine dentaire est le format « .STL » pour StereoLithography et représente le format dit standard. Le format « .STL » a été inventé par 3D System ® et décrit la géométrie de surface de l'objet. Il correspond à

un maillage de plusieurs triangles qui définissent l'objet dans l'espace. La qualité de ce maillage impacte directement la résolution de l'objet à imprimer. D'autres formats comme le « .OBJ » ou le « 3.MF » ont également vu le jour durant ces dernières années, prenant en charge une plus grande quantité d'information que le format « .STL » tel que la couleur pour le « .OBJ » ou encore la texture, les couleurs et les mailles pour le format « 3.MF ».

Le fichier « .STL » obtenu, il est maintenant nécessaire de le préparer pour l'impression. Pour cela chaque imprimante 3D dispose de son logiciel d'impression. Il est donc nécessaire d'ouvrir le fichier « .STL » à l'aide du logiciel d'impression puis de définir plusieurs paramètres.

Le premier à définir est le tranchage de l'objet et correspond à la résolution d'impression du futur objet. En effet comme expliqué précédemment l'impression tridimensionnelle (par stéréolithographie ou dépôt de fil fondu) fonctionne par addition de surface les unes sur les autres pour obtenir au final un objet en trois dimensions. Lors de cette étape de paramétrage de la résolution, le logiciel va venir découper l'objet en tranches d'épaisseurs déterminées et l'opérateur règle donc l'épaisseur de chaque couche d'impression.

Par exemple un réglage de résolution de 100µm correspond à la réalisation de 10 tranches d'impressions les unes sur les autres pour 1mm ou encore 100 pour 1cm. Ce réglage de la résolution influence la densité du futur objet.



Figure 18 : Photographie d'une mandibule imprimée par dépôt de fil fin fondu, résolution des couches de 100µm, les différentes couches sont visibles à l'œil nu lors de l'observation.

L'utilisateur doit également paramétrer le positionnement de l'objet à imprimer ainsi que le support nécessaire pour l'impression. En effet lors d'une impression 3D l'objet en fonction de son positionnement doit être soutenu pour éviter qu'au fur et à mesure de l'ajout des couches successives il ne s'effondre sous son propre poids.

En fonction de la nature de l'objet à imprimer mais également de la technique d'impression utilisée (dépôt de fil fondu ou stéréolithographie) le support peut différer. Par exemple pour l'impression par dépôt de fil fondu il est souvent nécessaire de réaliser une grille de fabrication sous la pièce également appelé « raft » permettant un dépôt de qualité du fil lors des différents passages.



Figure 19 : Photographie d'une mandibule imprimée par dépôt de fil fin fondu avec le « raft », maillage support pour l'impression

Concernant l'impression par stéréolithographie, il est plus souvent utilisé des systèmes d'échafaudage pour maintenir la pièce dans sa bonne position lors de l'impression 3D. Ces différentes structures de soutien de la pièce sont élaborées de manière automatique par le logiciel d'impression de l'imprimante 3D. Il est cependant possible de modifier la position de ces échafaudages et cela est notamment nécessaire lorsque les travées de l'échafaudage se situent en regard d'un puit de forage implantaire. En effet la présence de ces structures supports nécessite un

traitement mécanique après l'impression où l'on va venir sectionner les travées et polir les ébarbures restantes sur la pièce imprimée. Le puit guide de forage implantaire dans un guide chirurgical représente une partie critique du dispositif et ne doit par conséquent pas être modifié ou retouché, ce qui contre-indique le positionnement de supports en regard des puits guides de forage.



Figure 20 : Photographie d'un guide chirurgical implantaire imprimé par stéréolithographie avec son échafaudage support et le modèle dentaire correspondant

L'utilisateur peut également décider du positionnement de l'objet à imprimer sur la plaque d'impression. Cette position va avoir une influence directe sur le temps nécessaire pour l'impression et sur la quantité d'objets pouvant être imprimés en même temps sur la plaque d'impression. En effet si l'on prend comme exemple l'impression de modèles d'arcades dentaires si les arcades sont positionnées verticalement sur la plaque d'impression, il sera possible d'imprimer un plus grand nombre de modèles en une seule impression, en revanche le temps d'impression se retrouvera allongé par rapport à une disposition horizontale des modèles étant donné que le nombre de couches à réaliser pour imprimer un modèle d'arcade dentaire est plus important en position verticale qu'en position horizontale.

L'utilisateur peut donc en fonction de ses objectifs et de ses besoins modifier ces différents paramètres et choisir les modalités d'impression les plus adaptées à la situation.

Il est également possible et conseillé de rajouter sur chaque pièce imprimée le nom du patient ou un identifiant permettant en cas d'impression multiple d'identifier les pièces d'impressions.



Figure 21 : Photographie d'un guide chirurgical imprimé avec l'identité du patient dessus

Finalement une fois l'ensemble de ces étapes franchies le fichier doit être exporté vers l'imprimante, cela peut s'effectuer comme pour des imprimantes classique 2D par :

- Connexion USB de l'ordinateur à l'imprimante
- Transfert du fichier sur un périphérique amovible type clé USB ou carte SD et branchement de ce périphérique à l'imprimante sur un port dédié
- Connexion Wi-Fi entre l'ordinateur et l'imprimante.

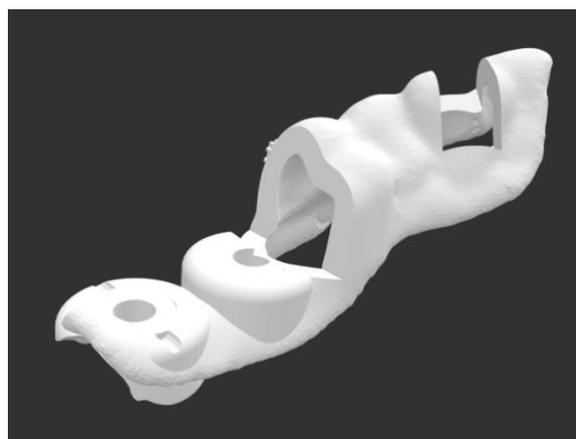


Figure 22 : Fichier .STL d'un guide chirurgical implantaire qui sera imprimé par stéréolithographie avec son échafaudage support

Le fichier transféré sur l'imprimante, l'impression débute et se déroule alors comme expliqué précédemment par photopolymérisation de couches successives d'épaisseurs prédéterminées.

Le temps d'impression va varier en fonction de multiples facteurs tels que :

- La technologie d'impression utilisée (SLA ou DLP)
- La résolution sélectionnée par l'utilisateur
- Le positionnement des objets sur la plaque d'impression
- La résine utilisée pour l'impression
- La taille de l'objet à réaliser

Les temps d'impression 3D peuvent donc varier de manière importante entre deux mêmes imprimantes. Aujourd'hui avec les dernières technologies d'impression 3D un guide chirurgical peut être imprimé en moins de 10 minutes.

3.4.3. Traitement post-impression

Une fois le guide chirurgical imprimé il est nécessaire d'effectuer plusieurs étapes de traitement post-impression avec de pouvoir utiliser le dispositif médical fabriqué, en conditions réelles.

Dans un premier temps il faut décoller le guide chirurgical de la plaque d'impression de l'imprimante. Pour ce faire il faut démonter la plaque d'impression puis venir à l'aide d'une raclette désolidariser le guide chirurgical de la plaque. L'objet récupéré est alors couvert de monomères non polymérisés, encore liquides et potentiellement toxiques.

Il faut donc ensuite réaliser un lavage dans un bain d'alcool et une étape de post-polymérisation afin de nettoyer et de finir de photopolymériser les résidus de monomères restant en surface de la pièce.

Les durées du traitement post-impression dépend du type de résine et sont données par chaque fabricant.

Résine	Temps de lavage	Précisions
Dure	20 minutes	Un effet collant a été observé lorsque les objets sont lavés dans un bain d'alcool avec une concentration en résine de plus de 5%
Rigide	15 minutes	Laver les objets imprimés avec la résine Rigide dans un panier séparé des autres matériaux
Grey Pro	15 minutes	
Calcinable	10 minutes	Laver l'objet en résine calcinable avec le temps le plus court possible pour retirer les restes de résines liquides. Laisser tous les résidus d'IPA s'évaporer de l'objet avant photopolymérisation et calcination.
Calcinable enrichie en cire	10 minutes	Laver l'objet en résine calcinable avec le temps le plus court possible pour retirer les restes de résines liquides. Laisser tous les résidus d'IPA s'évaporer de l'objet avant photopolymérisation et calcination. Utiliser de l'air comprimé pour éliminer complètement les résidus d'IPA de toute surface.
Haute température	6 minutes	La résine haute température ne peut pas être rincée plus de 10 minutes dans un bain d'alcool isopropyl (IPA), sinon la résine absorbera l'IPA
Résine élastique	10 minutes + 10 minutes	Laver la résine élastique sur la plateforme d'impression pendant 10 minutes. Retirer les objets de la plateforme d'impression et laver de nouveau pendant 10 minutes avec un nouveau bain d'IPA. Eviter de laver la résine élastique plus longtemps que le temps recommandé
Résine dentaire SG	5 minutes	Laver dans un bain IPA à 96% ou plus. Sécher complètement et inspecter l'objet à la recherche d'endroits comportant encore de la résine non photopolymérisée et re-nettoyer dans un bain d'IPA si nécessaire. Conserver des bains de lavage différents à chaque fois pour préserver la biocompatibilité de la résine.

Tableau 5 : Exemple de tableau de recommandation pour le traitement de nettoyage à l'alcool avec la machine Form Wash de chez Fromlabs®

	Type de résine	Photopolymérisation	Temps (min)	Température (°C)
Résines Dentaires	Résine dentaire SG	Photopolymérisation Complète	30	60
	Résine dentaire LT Clear	Photopolymérisation Complète	20	80
	Résines pour modèles dentaires	Photopolymérisation Partielle	30	60
		Photopolymérisation Complète	60	60
	Résines pour prothèses complètes	Photopolymérisation Complète	30 + 30	80
	Résine calcinable enrichie en cire	Non requis	Non requis	Non requis
Résines calcinables	Résine calcinable	Photopolymérisation Complète	240	60
	Résine calcinable enrichie en cire	Non requis	Non requis	Non requis

Tableau 6 : Exemple de tableau de recommandation pour le traitement par photopolymérisation après impression avec la machine Form Cure de chez Fromlabs®

3.5. Finitions, choix et mise en place des manchons pour le guidage

Enfin, la pièce traitée après impression doit être préparée en enlevant le support (« raft » ou échafaudage en fonction de la technique d'impression utilisée). Pour ce faire l'utilisateur peut utiliser une pièce à main avec des fraises classiques de prothèses pour la résine. Les évolutions technologiques permettent maintenant de créer des supports de plus en plus fins, facilitant leur retrait après impression.

Le guide chirurgical nu est alors obtenu, ne reste plus qu'à y insérer les manchons guides métalliques également appelés « sleeves » pour que sa fabrication soit terminée. Le choix de ces manchons est alors fondamental car il conditionnera

l'étendu de l'utilisation du guide pendant la chirurgie, à savoir chirurgie semi-guidée ou complètement guidée (« full guided »). Comme nous avons pu le présenter précédemment il existe trois système de guidage présent sur le marché :

- Les systèmes à manchon pilote
- Les systèmes à manchons dans manchon
- Les systèmes à manchons spécifiques

Le choix de la douille ou manchon pour le guidage détermine donc l'instrumentation nécessaire lors de la chirurgie et le degré de liberté accordé au praticien lors de la séquence de forage.



Figure 23 : Exemple des différents systèmes de douilles pour guides chirurgicaux (BioSummer 3D®)

Ces douilles sont mises en place et stabilisé dans le guide chirurgical soit par friction soit par collage avec une colle cyanoacrylate. Pour une bonne adaptation il est recommandé que le tube à l'intérieur du guide soit d'un diamètre supérieur de 0,1mm par rapport au diamètre externe de la douille.

3.6. Stérilisation du guide et stockage

Une fois le guide entièrement fabriqué il est nécessaire de le préparer pour la chirurgie et donc de le conditionner dans un sachet puis de le stériliser à l'autoclave. Le guide chirurgical peut être stérilisé 15 min à 121°C, 6min à 134°C ou 3 min à 138°C. Il conviendra de vérifier auparavant si la résine utilisée pour la fabrication du guide chirurgical peut supporter de telles températures. De plus en plus de fabricants de résines dentaires pour imprimantes 3D intègrent cette donnée à l'élaboration de leurs résines destinées à la fabrication de guides chirurgicaux. Le guide emballé et stérilisé devra être étiqueté et stocké de manière adéquat.

Si la résine utilisé ne supporte pas une élévation de température comme celle-ci, le guide peut être désinfecté de manière extemporanée avant la chirurgie dans un bain à ultrason d'alcool à 80% pendant 15 minutes (Sennhenn-Kirchner S. et coll., 2008).

4. Exemple de différents systèmes d'impression 3D de guides chirurgicaux implantaires présents sur le marché (non exhaustif) :

De plus en plus de système sortent sur le marché des technologies dentaires et le « tout digital » subit une croissance exponentielle. Parmi l'ensemble de ces systèmes nous aborderons 4 systèmes différents ceux mis en avant par Lyra®, Planmeca®, Straumann – Dental Wings ® et par BlueSkyplan®

4.1. Lyra ®

Lyra® est une société française fondé en 2014 par Armand STREMMER, rejoint par la société ETK® (anciennement Euroteknika®), son siège social se trouve à Paris et elle possède aujourd'hui plusieurs branches en Espagne, Italie, Grande-Bretagne, Autriche et Pays-Bas.

La société LYRA propose des forfaits d'abonnements payants en fonction du nombre de planifications utilisées. La société en contrepartie équipe le praticien avec le matériel nécessaire pour le passage au digital à savoir, scanner intra oral, programme de planification implantaire et ordinateur. L'utilisateur peut en fonction de

ses besoins choisir de faire réaliser la planification implantaire par la société en envoyant les fichiers du scan intraoral et du CBCT à la société. Elle s'occupe alors de la planification implantaire et propose également d'imprimer le guide chirurgical correspondant.

La société LYRA fait le choix d'effectuer une veille technologique et de mettre à jour les équipements proposés au fur et à mesure des évolutions technologiques. Aujourd'hui ils travaillent en collaboration avec la société 3Shape® pour les scanner intra-oraux et le logiciel de planification implantaire puis avec les sociétés Formlabs® (technologie principalement SLA) et Envisontech® (technologie principalement DLP) pour ce qui est de l'impression 3D.



Figure 24 : Photographie du scanner intraoral Trios 4 (3Shape®)

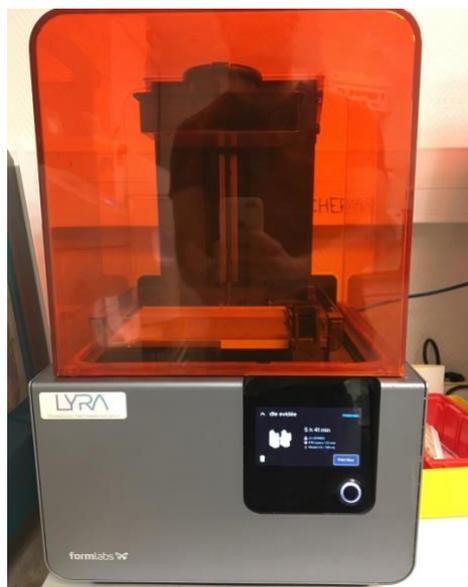


Figure 25 : Photographie d'une imprimante 3D Form 2 de chez Formlabs® à technologie SLA utilisée par la société LYRA®

4.2. Planmeca®

La société Planmeca® est une société d'origine finlandaise fondée en 1971 par M. Heikki Kyöstilä. L'entreprise, faisant partie aujourd'hui des leaders internationaux dans les technologies des soins de santé, s'est d'abord développée en Finlande en fabricant des tabourets et du mobilier pour instruments dentaire puis s'est développée à l'international rapidement et propose aujourd'hui ses produits dans plus de 120 pays.

La société Planmeca® propose dans notre cas, des équipements tout au long de la chaîne numérique via son scanner intraoral Emerald, son logiciel de planification Romexis et son imprimante 3D Creo C5 fonctionnant par technologie DLP avec utilisation d'un écran LCD au niveau de la source lumineuse. Une des particularités de l'imprimante Creo C5 est son utilisation avec des cartouches de résine à charger dans l'imprimante de manière similaire aux cartouches d'encre utilisées pour les imprimantes classiques.

Les équipements de traitement post-impression ne sont pas à ce jour commercialisés chez Planmeca®.



Figure 26 : Photographie du scanner intra-oral Emerald (Planmeca®)

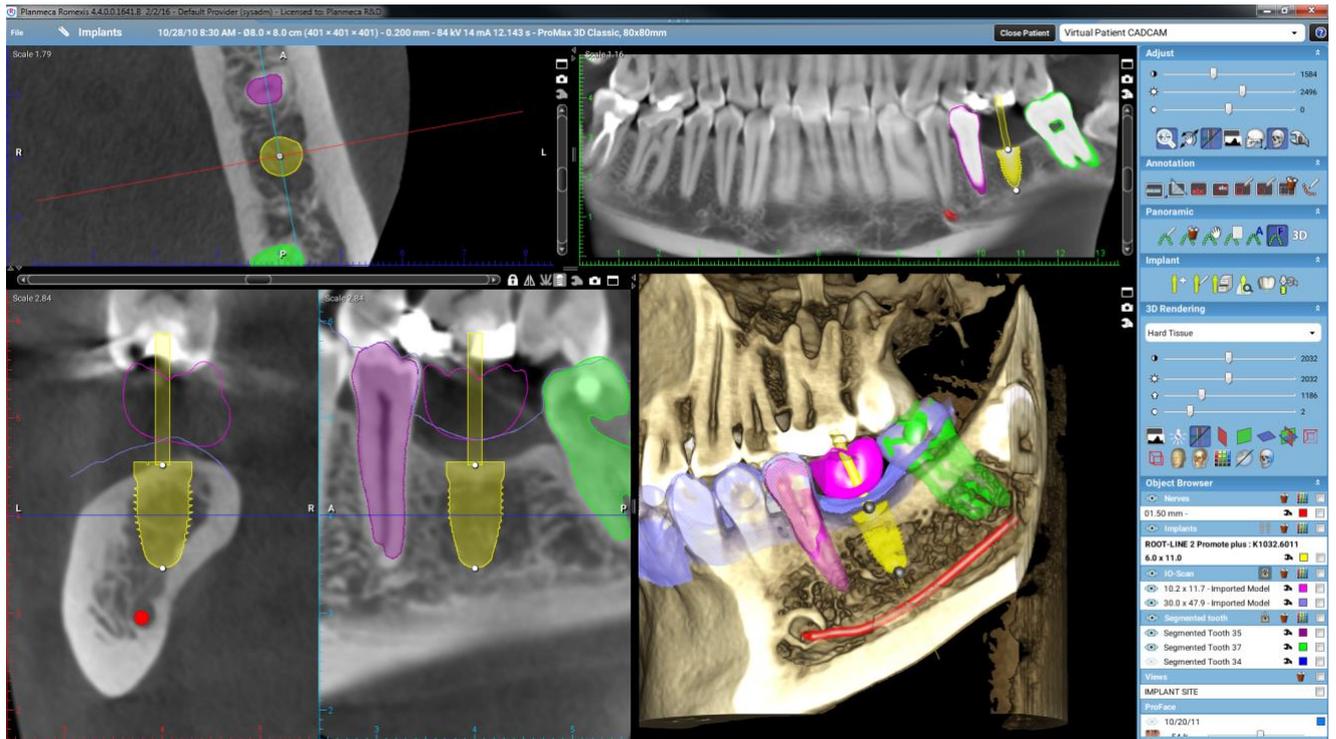


Figure 27 : Capture d'écran du logiciel de planification implantaire Romexis (Planmeca®)



Figure 28 : Photographies d'une imprimante Creo C5 et de l'imprimante ouverte avec le système de cartouches visible (Planmeca®)

4.3. Straumann – Dental Wings ®

La société Straumann ®, célèbre pour ses implants a été elle fondée en 1954. Son siège social se situe à Bâle, en Suisse et la société continue l'ingénierie et la fabrication de ses implants en Suisse mais également dans d'autres sites en Europe, aux Etats-Unis et au Japon. Elle fait partie du groupe Straumann comportant plusieurs partenaires tels que Dental Wings ®, 3Shape ®.

La société Straumann propose également une chaîne complète d'équipement au sein de son groupe via le scanner intra-oral Virtuovo®, le logiciel de planification CoDiagnostiX® et l'imprimante 3D D10+® de chez son partenaire Dental Wings. Une nouvelle technologie en option accompagnant le scanner intraoral est disponible permettant de contrôler à distance l'ordinateur associé au scanner intraoral sans avoir à toucher l'écran ou toute autre surface.

Une fois le fichier de scan .STL obtenu après la prise d'empreinte numérique, il peut être transféré sur le logiciel de planification implantaire CoDiagnostiX® de chez Dental Wings ou sur n'importe quel autre logiciel de planification implantaire. Une fois les étapes de planification terminées et le fichier d'impression pour le guide chirurgical peut être exporté sur imprimante 3D.

La société Straumann en collaboration avec Dental Wings propose plusieurs imprimantes 3D, une de petite taille adaptée à l'utilisation au cabinet dentaire, la D10+ possédant elle aussi un système de cartouches de résines avec puces intégrées pour suivre le volume de résine encore disponible. La société propose également des imprimantes 3D de plus grande taille préférentiellement utilisées par les laboratoires, la D20+, D30+ et D40II.

Les appareils post-traitements (D Cure et D Wash) sont également proposés par Dental Wings.



Figure 29 : Photographie du scanner intraoral Virtuovivo (Straumann®)

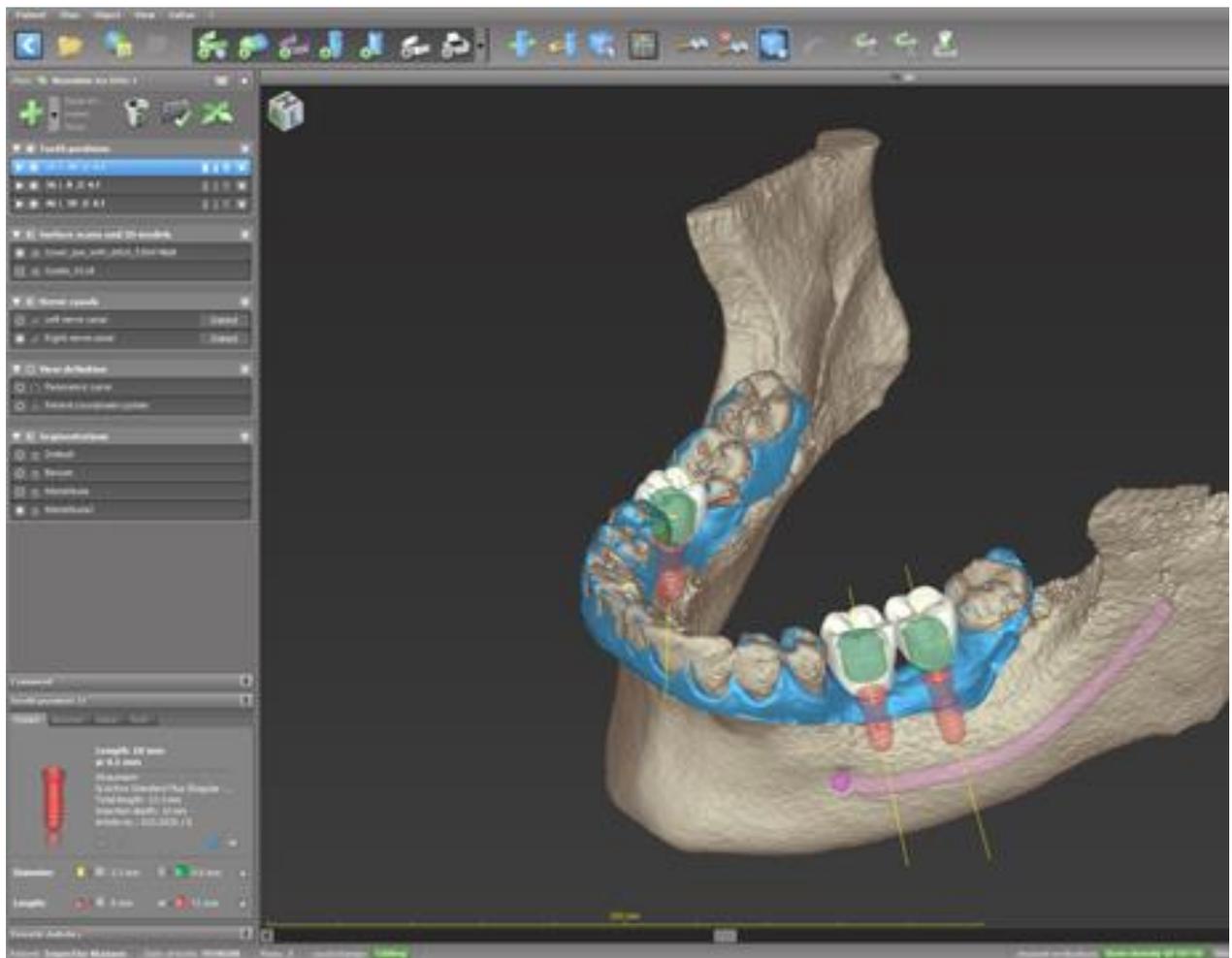


Figure 30 : Capture d'écran du logiciel CoDiagnostiX (Dental Wings®)



Figure 31 : Photographie de l'imprimante D10+ (Dental Wings®)

4.4. Système libre avec utilisation de BlueSkyplan® et d'une imprimante 3D

Nous avons pu voir précédemment différents systèmes mis en place par plusieurs entreprises influentes dans le monde dentaire.

Une autre solution possible pour le dentiste est de se constituer une chaîne numérique propre, librement choisie. En effet de plus en plus d'entreprises ouvrent les droits d'utilisation sur les scanners intraoraux permettant une compatibilité accrue du scanner intraoral et des différents logiciels de planification implantaire. Auparavant les fichiers des scans intraoraux étaient enregistrés dans des formats non supportés par les logiciels de planification implantaires. Maintenant la plupart des scanners intraoraux peuvent exporter l'empreinte optique au format .STL, format plus ouvert. Ainsi un praticien peut décider d'investir dans le scanner intraoral de son choix puis d'utiliser le logiciel libre de droit BlueSkyPlan® par exemple pour effectuer sa planification implantaire. Pour ce logiciel l'utilisateur paye pour chaque cas l'exportation du fichier final au format .STL.

Une fois le fichier obtenu l'utilisateur peut choisir d'imprimer le guide chirurgical sur l'imprimante de son choix et réaliser le traitement post-impression adapté à la résine utilisée.

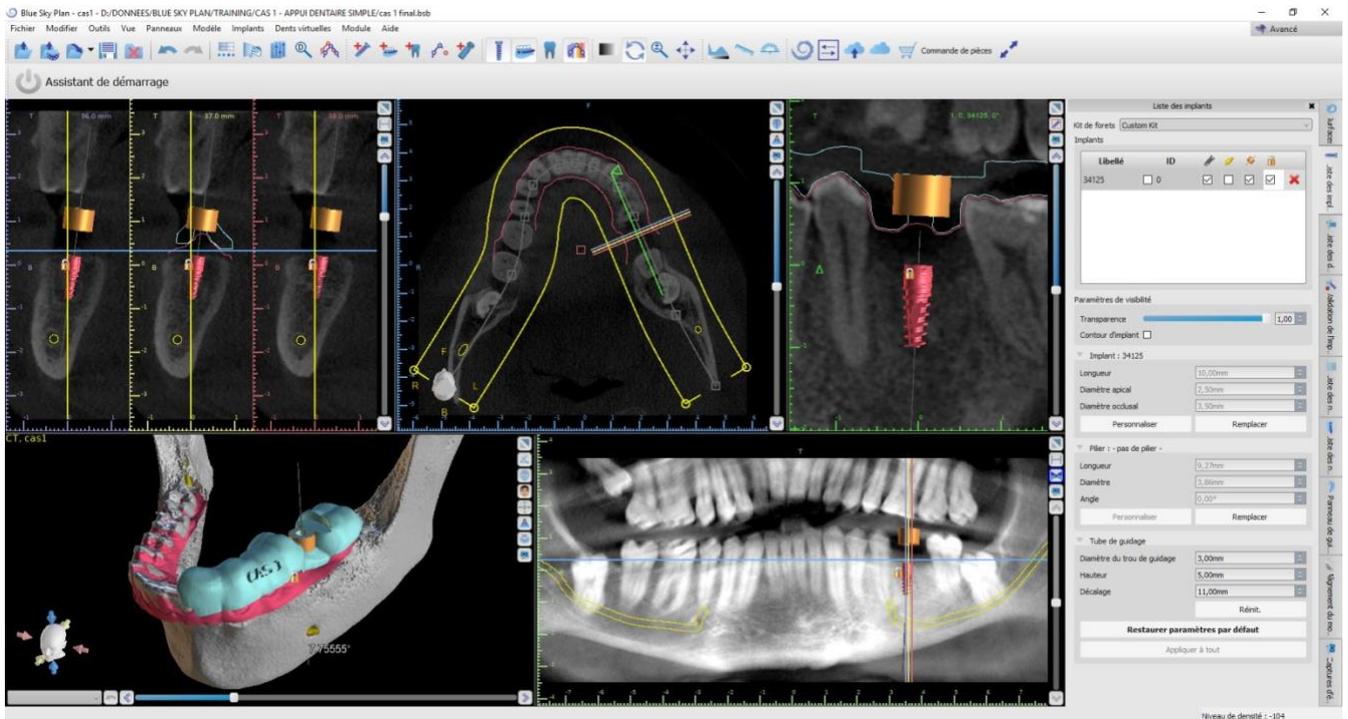


Figure 32 : Capture d'écran du logiciel BlueSkyPlan®



Figure 33 : Imprimante 3D système DLP, Envision One (EnvisionTec®)

Les quatre différents systèmes présentés précédemment possèdent une précision satisfaisante pour la réalisation de guides chirurgicaux implantaires

	Lyra	Planmeca	Straumann – Dental Wings	Système libre – BlueSkyPlan et Imprimante 3D
Propriétés	Système de paiement à la planification et à l'impression. Utilisation des scanner Trios® et du logiciel de planification Implant Studio® de chez 3Shape. Impression avec des imprimantes de chez Formlabs	Scanner intraoral Emerald®, logiciel de planification implantaire Romexis ® et l'imprimante 3D Creo C5®	Scanner intra-oral Virtuovivo®, logiciel de planification CoDiagnostiX® et imprimante 3D D10+® de chez Dental Wings	Scanner intra-oral libre de choix, logiciel de planification BlueSkyPlan® et imprimante 3D libre de choix
Avantages	- Faible investissement de départ - Changement de matériel possible et moins coutant - Veille technologique et évolution en fonctions des innovations technologiques	- Matériel appartenant au praticien - Ensemble du matériel provenant de la même entreprise	- Matériel appartenant au praticien - Ensemble du matériel provenant de la même entreprise	- Matériel appartenant au praticien - Choix possible de chaque élément de la chaine en fonction de ses besoins
Inconvénients	- Matériel n'appartenant pas au praticien	- Investissement de départ conséquent	- Investissement de départ conséquent	- Investissement de départ conséquent - Connaissances de la chaine de travail digitale nécessaire pour le bon choix des appareils

Tableau 7 : Tableau récapitulatif des quatre systèmes présentés avec leurs propriétés, avantages et inconvénients.

5. Avantages et inconvénients de la réalisation d'un guide chirurgical au cabinet par impression 3D en technique directe

L'impression de guide chirurgicaux au cabinet dentaire revêt un certain nombre d'avantages mais également d'inconvénients.

5.1. Précision

Le guide chirurgical implantaire permet au praticien même expérimenté d'obtenir une précision et une fiabilité accrue par rapport à une chirurgie à main levée lorsque que l'on compare le positionnement de l'implant par rapport à la planification implantaire et au projet prothétique initial (Nickenig H-J et coll., 2010)

Comme nous avons pu l'aborder précédemment la précision des guides chirurgicaux implantaires n'est pas absolue. Cette dernière dépend tout d'abord du type de guide utilisé (appui dentaire, osseux ou muqueux) mais également de l'utilité du guide (chirurgie semi-guidée ou complètement guidée). Ainsi une chirurgie implantaire complètement guidée se révèle plus précise qu'une chirurgie partiellement guidée (Bencharit S., 2018).

La précision du guide dépend également du type de technologie d'impression 3D utilisé (Gjelvold B. et coll, 2019). En effet guide chirurgical imprimé avec une technologie SLA présentera une précision inférieure à un guide imprimé grâce à une technologie DLP. Concernant la précision par rapport aux guides chirurgicaux conventionnels les différentes mesures de déviations effectuées permettent de retrouver de différences significatives (Tan PLB et coll., 2018).

Cependant la principale cause de perte de la précision provient surtout de la bonne stabilité du guide pendant la chirurgie (Giacomo et coll., 2005).

Il a été également démontré que le recours à la chirurgie guidée permettait au praticien moins expérimenté en termes de chirurgie implantaire d'effectuer la pose d'implants avec une plus grande précision (Park S-J. et coll., 2017) cependant il

existe également une courbe d'apprentissage pour l'utilisation de guides chirurgicaux implantaires qui reste à prendre en considération.

5.2. Coût

Une des premières préoccupations quant à la viabilité d'une technologie reste son coût. Ainsi il est fondamental de s'intéresser au coût engendré par l'acquisition de telles technologies. L'inconvénient premier représente l'investissement initial à réaliser par le praticien pour l'acquisition du scanner intraoral (souvent plusieurs dizaines de milliers d'euros), du logiciel de planification implantaire et de l'imprimante 3D.

Il est intéressant de noter que l'ensemble de ces technologies en plein essor continue d'évoluer et les systèmes d'aujourd'hui deviendront rapidement obsolètes demain. Ainsi la politique de location du matériel numérique mis en place par certaines entreprises représente un bon moyen de contourner cet investissement initial tout en profitant de technologies récentes. A contrario avec un grand volume d'empreintes, de planification et d'impression de guides chirurgicaux l'achat du matériel représente à long terme un choix plus judicieux pour le praticien.

Un tableau reprenant le coût de réalisation des guides chirurgicaux au cabinet a été réalisé (Larripa M., 2018) :

Ensemble des composants pouvant entraîner un surcoût au sein du cabinet dentaire	Coût
Chaîne de planification Logiciel (professionnel) Mise à jour Formation Imprimante 3D+ Annexe (FormLab2@+ FormCure®) Exportation des fichiers STL	environ 5 000 € 11-20 €
Fabrication du guide (prix d'achat du praticien)	environ 20 €* (selon le nombre d'implants désirés)
Total	5 100**

*Ce tarif comprend le coût de la résine (450€/L) nécessaire à la réalisation d'un guide (entre 5 et 15 mL) ainsi que la douille en titane nécessaire au guidage (7€ par douille).

**Coût sujet à variations selon le nombre de guides produits

Tableau 8 : Coût du circuit de production des guides chirurgicaux au cabinet dentaire
(Larripa M., 2018)

La réalisation de la planification implantaire, du design du guide, peut induire une augmentation du temps consacré au cas qui peut être estimé à 1 heure au début mais qui évoluera avec la courbe d'apprentissage du praticien et sera réduit à une quinzaine de minutes. Ce potentiel surcoût horaire est à discuter quant au fait que le délai et le prix de réalisation du guide chirurgical par un prothésiste ou société tierce dans ce cas correspond généralement à un délai de 15 jours contre une réalisation au cabinet dentaire par impression 3D qui peut prendre environ 2 heures aujourd'hui.

5.3. Stérilisation

Étant donné l'utilisation des guides chirurgicaux lors d'actes de chirurgies nécessitant un contrôle strict des sources potentielles de contamination iatrogènes, il est fondamental de prendre en compte l'aspect de la stérilisation de ces guides. Ces guides chirurgicaux imprimés doivent donc être emballés sous sachets puis être stérilisés 15 min à 121°C dans une autoclave. Cela implique que la résine constitutive de ces guides doit pouvoir conserver ses propriétés mécaniques malgré ce processus de stérilisation et doit également rester stable chimiquement afin d'éviter tout problème de biocompatibilité. Classiquement cette étape est réalisée par le prothésiste dentaire en charge de la fabrication du guide chirurgical mais dans notre cas il revient au dentiste d'effectuer cette étape.

5.4. Communication praticien – patient

L'utilisation d'imprimantes 3D, de scanner intra-oraux et de logiciel de planification implantaire au cabinet dentaire représente un atout majeur dans la relation entre le praticien et son patient. En effet l'acquisition de ces technologies permet d'informer le patient de manière précise et éclairé sur le déroulement du plan de traitement et de le faire participer de manière active à l'élaboration de la future prothèse.

De plus la réalisation de guides chirurgicaux implantaires au cabinet dentaire permet au praticien de maîtriser chacune des différentes étapes du plan de traitement implantaire.

Il conviendra cependant de noter que pour que le praticien puisse bénéficier de ces avantages au niveau de la communication, il se doit de rendre « accessibles » intellectuellement parlant, ces technologies au patient en lui expliquant les différentes applications dans le cas clinique le concernant.

6. Exemple de réalisation d'un guide chirurgical au travers d'un cas clinique avec le logiciel BlueSkyPlan®

Nous allons maintenant revoir au travers d'un cas clinique la réalisation des différentes étapes de la planification et de la réalisation du guide chirurgical en utilisant le logiciel de planification implantaire BlueSkyPlan®.

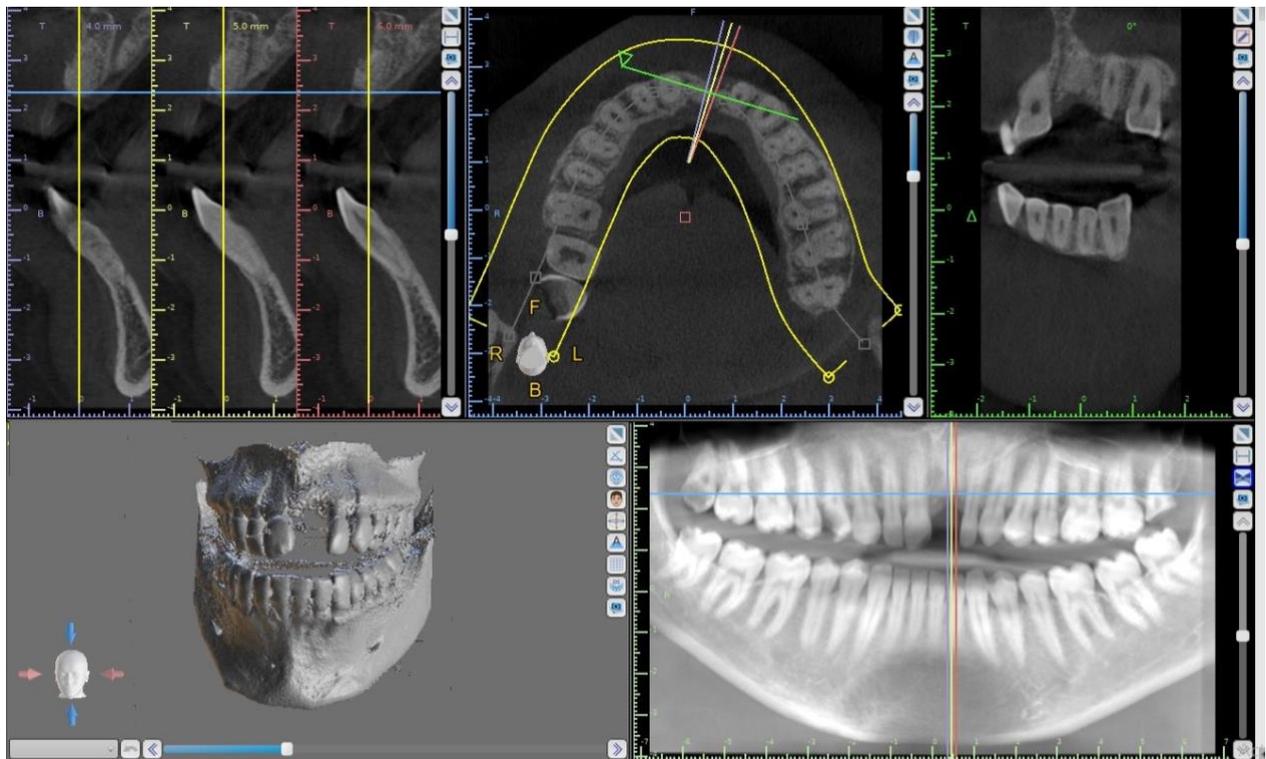


Figure 34 : Capture d'écran du cas clinique choisi pour illustrer la réalisation d'un guide chirurgical implantaire à l'aide du logiciel BlueSkyPlan®

Ici le patient présente un édentement au niveau de la dent 21 suite à un antécédent de traumatisme. Une régénération osseuse guidée a été réalisé au préalable de la pose d'implant.

6.1. Importation des fichiers .DICOM et .STL dans le logiciel

Une fois l'imagerie radiographique tridimensionnelle réalisée et le scan (ici extra-oral indirect) de la situation clinique en bouche, il est nécessaire d'importer ces différentes données dans le logiciel de planification.

6.2. Alignement du modèle digital et de l'imagerie radiographique

Il est maintenant nécessaire d'aligner le modèle digital et l'imagerie radiographique tridimensionnelle, pour cela il faut sélectionner plusieurs points de concordance entre le modèle digital et l'imagerie radiographique. Ici nous avons placé 6 points différents pour aligner les modèles.

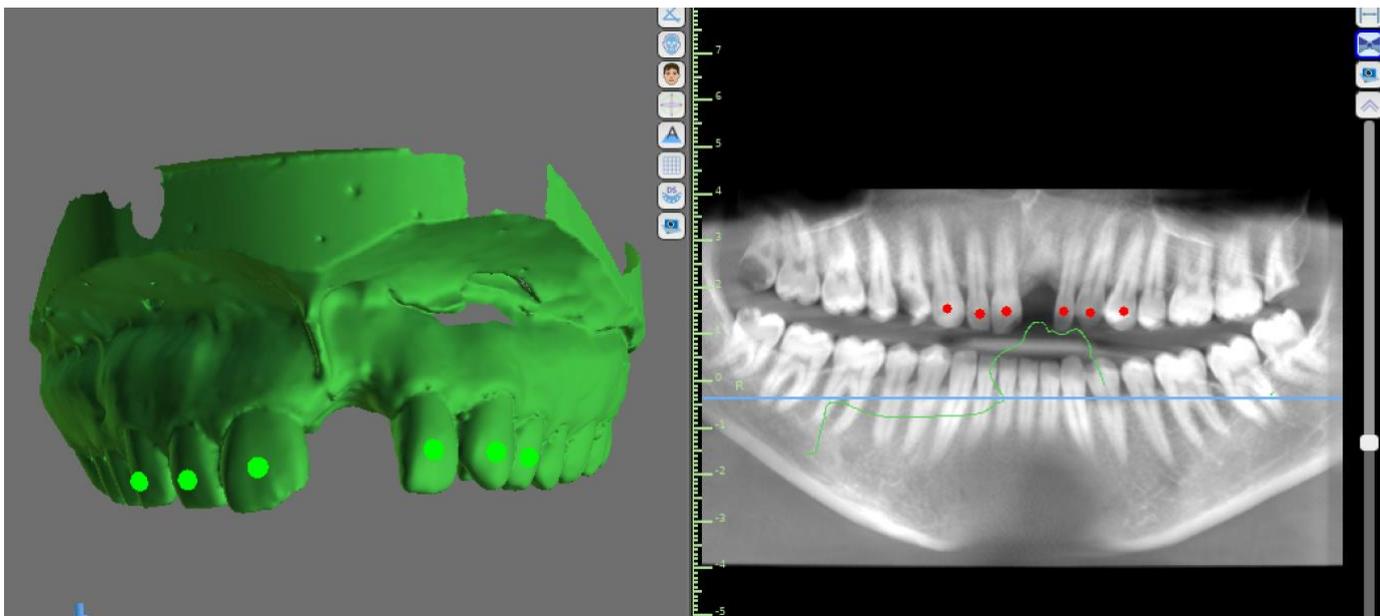


Figure 35 : Capture d'écran lors de la réalisation de l'alignement des modèles sur le logiciel BlueSkyPlan®

Une fois l'alignement réalisé il est nécessaire de vérifier que ce dernier est conforme en vérifiant la bonne concordance entre les points et les limites du modèles digital et de l'imagerie radiographique tridimensionnelle.

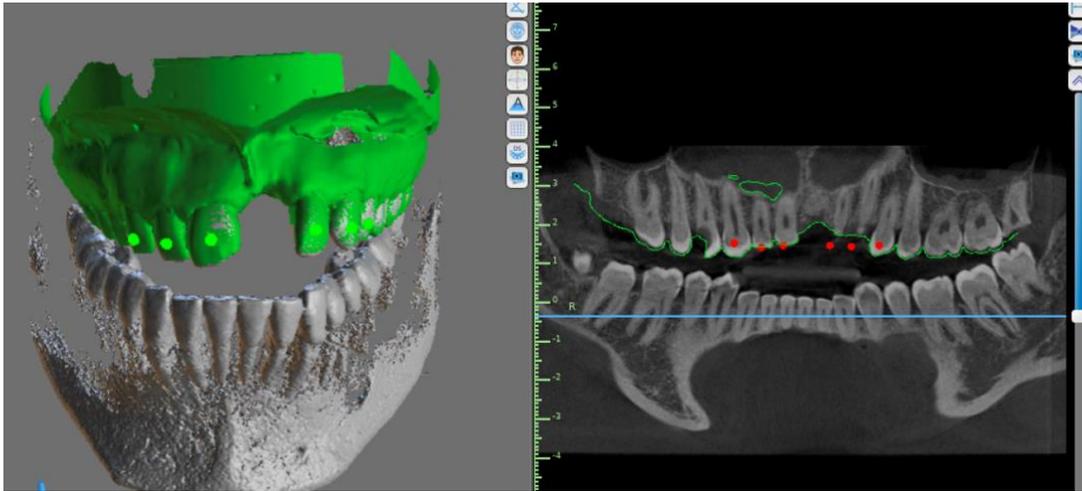


Figure 36 : Capture d'écran lors de la vérification du bon alignement des modèles sur le logiciel BlueSkyPlan®

6.3. Choix et positionnement de l'implant

Il est faut maintenant réaliser le choix et le positionnement de l'implant qui sera utilisé.

Pour ce cas clinique nous avons choisi un implant Nobel Activ ® de la marque Nobel de diamètre 4,3mm et de longueur 10mm. L'implant est positionné de manière idéale par rapport au projet prothétique et à la situation anatomique. Pour cela il est possible de préfigurer le projet prothétique en ajoutant une dent dans une position idéal d'un point de vue esthétique et anatomique.

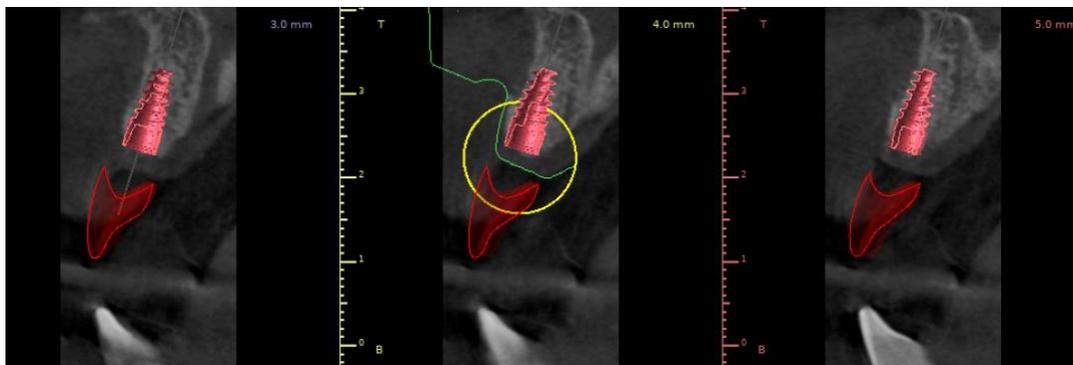


Figure 37 : Capture d'écran lors du placement de l'implant en position 21 sur le logiciel BlueSkyPlan®

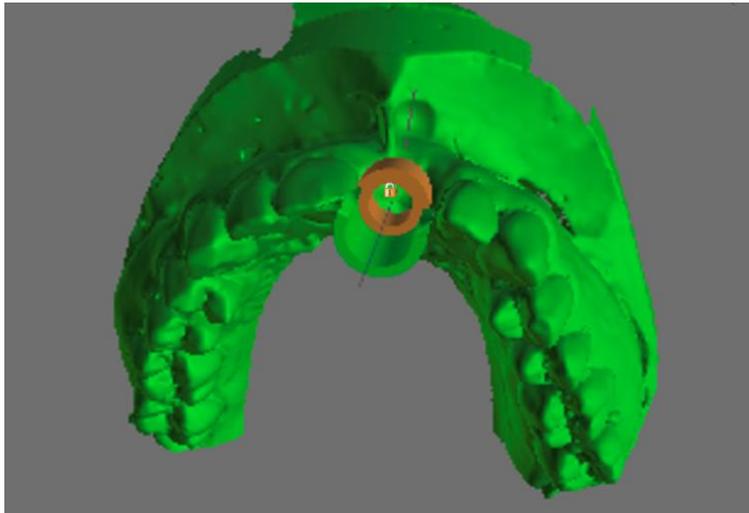


Figure 38 : Capture d'écran du placement de l'implant au niveau du modèle digital avec le tube de guidage

6.4. Fabrication du guide chirurgical

Il est maintenant nécessaire de tracer les lignes du futur guide chirurgical. Pour cela il est important de ne pas positionner les limites du futur guide au niveau de zones de forte contre-dépouille et il est intéressant d'effectuer des limites à cheval sur une dent pour pouvoir valider aisément le positionnement du guide lors de la chirurgie.

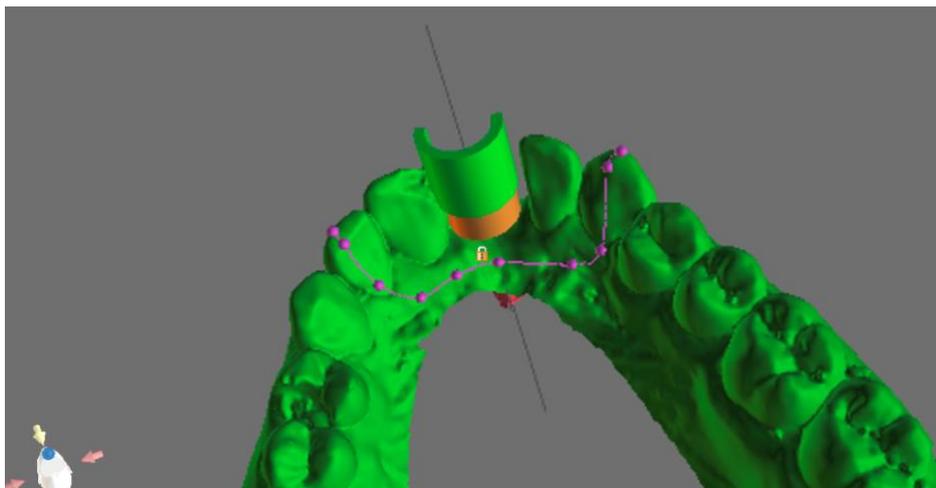


Figure 39 : Capture d'écran lors du tracé du guide chirurgical sur le logiciel BlueSkyPlan®

Il est ensuite nécessaire de valider la création du guide chirurgical puis il est possible d'ajouter un nom sur le guide pour l'identifier facilement.

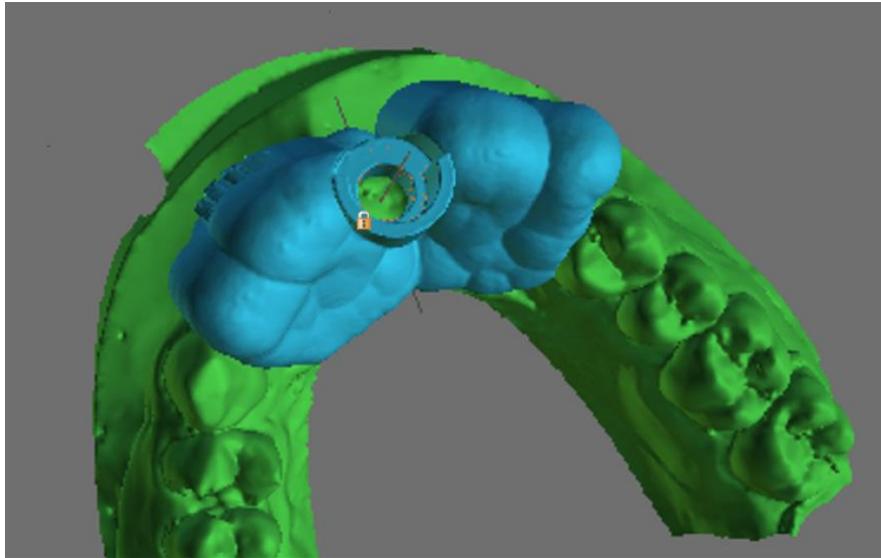


Figure 40 : Capture d'écran du guide chirurgical pour un implant en situation 21 réalisé sur le logiciel BlueSkyPlan®

Finalement il ne reste plus qu'à exporter le fichier au format .stl ou .obj et transférer ce fichier sur l'imprimante 3D de son choix pour pouvoir imprimer le guide chirurgical.

7. Conclusion

La chirurgie implantaire demeure une discipline dont la précision reste l'un des maîtres mots. Ainsi la planification implantaire permet de se fixer un idéal, rendu en partie accessible par l'utilisation de guides chirurgicaux implantaires. Ces derniers peuvent être réalisés par impression 3D au cabinet dentaire avec une fiabilité et une précision entièrement satisfaisante. Nous avons donc pu voir que l'impression 3D de guides chirurgicaux à appui dentaire était réalisable en cabinet grâce à l'évolution des technologies. L'impression 3D de guides chirurgicaux à appuis muqueux et osseux est également possible mais reste plus compliquée étant donné les contraintes anatomiques (ex : dépressibilité des muqueuses) liées à leur conception et leur mise en place lors de la chirurgie (Paghdwala M., 2017).

D'autres techniques que les guides chirurgicaux permettent de se rapprocher de l'objectif idéal du projet prothétique et de la planification implantaire. On retrouve ainsi la chirurgie naviguée qui de nos jours pour l'implantologie permet d'atteindre des précisions équivalentes à l'utilisation de guides chirurgicaux implantaires dento-portés (Block MS. Et coll., 2017) (Emery RW. Et coll., 2016) et représente un secteur de l'implantologie en plein essor.

L'impression 3D de guide chirurgicaux en cabinet est donc entièrement possible, cependant les modèles commerciaux proposés par les différentes entreprises grandissantes dans le marché du numérique dentaire évoluent vers des systèmes de services où le praticien ne réalise que la prise d'empreintes optiques. En effet, de plus en plus d'entreprises développent des services où la planification est effectuée par un technicien et l'impression du guide réalisée par la société, disposant de plus gros volumes de commandes qu'un chirurgien-dentiste dans son cabinet. Ce modèle pourrait dans le futur renvoyer le chirurgien-dentiste à une place d'exécutant simple du geste chirurgical sans démarche intellectuelle de planification de l'acte chirurgical et donc du projet prothétique final. La planification implantaire représente pour le chirurgien-dentiste un moyen idéal, sécurisé et rassurant d'anticiper sa chirurgie mais également de se rapprocher au plus possible du projet prothétique initial présenté au patient. Cette démarche perd alors un peu de son essence si elle n'est plus réalisée par le praticien lui-même.

Références bibliographiques :

1. Barrak I, Joób-Fancsaly Á, Braunitzer G, Varga E, Boa K, Piffkó J. Intraosseous Heat Generation During Osteotomy Performed Freehand and Through Template With an Integrated Metal Guide Sleeve: An In Vitro Study. *Implant Dent.* 2018; 27(3): 342–50.
2. Bencharit S, Staffen A, Yeung M, Whitley D, 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; 76(7): 1431–9.
3. Block MS, Emery RW, Lank K, Ryan J. Implant Placement Accuracy Using Dynamic Navigation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017; 32(1): 92–9.
4. El Kholly K, Janner SFM, Schimmel M, Buser D. The influence of guided sleeve height, drilling distance, and drilling key length on the accuracy of static Computer-Assisted Implant Surgery. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019; 21(1): 101–7.
5. Emery RW, Merritt SA, Lank K, Gibbs JD. Accuracy of Dynamic Navigation for Dental Implant Placement-Model-Based Evaluation. *J Oral Implantol.* 2016; 42(5): 399–405.
6. Giacomo GAPD, Cury PR, Araujo NS de, Sendyk WR, Sendyk CL. Clinical Application of Stereolithographic Surgical Guides for Implant Placement: Preliminary Results. *J Periodontol.* 2005; 76(4): 503–7.
7. Gjølvoold B, Mahmood DJH, Wennerberg A. Accuracy of surgical guides from 2 different desktop 3D printers for computed tomography-guided surgery. *J Prosthet Dent.* 2019; 121(3): 498–503.

8. Güth FJ, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Invest*. 2013; 17(4): 1201–1208.
9. Keul C, Güth JF. Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison. *Clin Oral Invest* [Internet]. 2019 [consulté le 21 juin 2019]. Disponible sur: <https://doi.org/10.1007/s00784-019-02965-2>
10. 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*. 2013; 24(6): 630-4.
11. Larripa M. Guide chirurgical implantaire par stéréolithographie : planification numérique par le logiciel Blue Sky Plan® et impression 3D au cabinet dentaire [Thèse]. Bordeaux : Université de Bordeaux. UFR des Sciences Odontologiques ; 2018. 78 p.
12. Macdonald NP, Zhu F, Hall CJ, Reboud J, Crosier PS, Patton EE, et coll. Assessment of biocompatibility of 3D printed photopolymers using zebrafish embryo toxicity assays. *Lab Chip*. 2016; 16(2): 291–7.
13. Melchels FPW, Feijen J, Grijpma DW. A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomaterials*. 2010; 31(24): 6121–30.
14. 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; 38(7): 488–93.
15. Park S-J, Leesungbok R, Cui T, Lee SW, Ahn S-J. Reliability of a CAD/CAM Surgical Guide for Implant Placement: An In Vitro Comparison of Surgeons' Experience Levels and Implant Sites. *Int J Prosthodont*. 2017; 30(4): 367–169.

16. Sammartino G, Valle AD, Marenzi G, Gerbino S, Martorelli M, di Lauro AE, et coll. Stereolithography in Oral Implantology A Comparison of Surgical Guides. *Implant Dent.* 2004; 13(2): 133.
17. Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003; 18(4): 571-7.
18. Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE. A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 20(S4): 73–86.
19. Schnutenhaus S, von Koenigsmarck V, Blender S, Ambrosius L, Luthardt RG, Rudolph H. Precision of sleeveless 3D drill guides for insertion of one-piece ceramic implants: a prospective clinical trial. *Int J Comput Dent.* 2018; 21(2): 97–105.
20. Sennhenn-Kirchner S, Weustermann S, Mergeryan H, Jacobs HG, Borg- von Zepelin M, Kirchner B. Preoperative sterilization and disinfection of drill guide templates. *Clin Oral Invest.* 2008; 12(2): 179–87.
21. Shafi I, Bahrami M, Nokar S. Dimensional accuracy of intraoral and laboratory scanners: A literature review. *Biosci Biotechnol Res Commun.* 2017; 10(4): 790–6.
22. Skjerven H, Riis UH, Herlofsson BB, Ellingsen JE. In Vivo Accuracy of Implant Placement Using a Full Digital Planning Modality and Stereolithographic Guides. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019; 34(1): 124–32.
23. Su TS, Sun J. Comparison of repeatability between intraoral digital scanner and extraoral digital scanner: An invitro study. *J Prosthodont Res.* 2015; 59(4): 236-42.

24. Tan PLB, Layton DM, Wise SL. In vitro comparison of guided versus freehand implant placement: use of a new combined TRIOS surface scanning, Implant Studio, CBCT, and stereolithographic virtually planned and guided technique. *Int J Comput Dent.* 2018; 21(2): 87–95.
25. Tomita Y, Uechi J, Konno M, Sasamoto S, Iijima M, Mizoguchi I. Accuracy of digital models generated by conventional impression/plaster-model methods and intraoral scanning. *Dent Mater J.* 2018; 37(4): 628–33.
26. Turbush SK, Turkyilmaz I. Accuracy of three different types of stereolithographic surgical guide in implant placement: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2012; 108(3): 181–8.
27. Vreven J, Raskin A, Sabbagh J, Vermeersch G, Leloup G. Résines composites. *EMC - Médecine buccale.* 2008 ; 3(1) : 1-21. [Article 28-210-U-10].
28. Woo S, Lee S, Chae J, Rim J, Lee J, Seo J, et coll. Automatic matching of computed tomography and stereolithography data. *Comput Methods Programs Biomed.* 2019; 175: 215–22.

Références bibliographiques électroniques :

29. Camps J, Société Francophone de Biomatériaux Dentaires. Notions de biocompatibilité [Internet]. 2010 [consulté le 16 juin 2019]. Disponible sur : <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap7/site/html/cours.pdf>
30. EnvisionTech. Envision One cDLM Dental [Internet]. 2017 [consulté le 13 juin 2019]. Disponible sur: <https://envisiontec.com/3d-printers/cdlm-printer-family/envision-one-cdlm-dental/>
31. Finnes T. High Definition 3D Printing – Comparing SLA and FDM Printing Technologies. J Undergrad Res [Internet]. 2015[consulté le 16 juin 2019]; 13(1): 10-26. Disponible sur: <https://openprairie.sdstate.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1001&context=jur>
32. Fougerais G. Chirurgie guidée et optimisation des sites implantaire au maxillaire postérieur [Internet]. 2014 [consulté le 2 juin 2019]. Disponible sur : <https://www.idweblogs.com/implantologie-numerique/chirurgie-guidee-optimisation-des-sites-implantaires-au-maxillaire-posterieur/>
33. Grand view research. Dental Implants Market Size, Share & Trends Analysis Report By Product (Titanium Implants, Zirconium Implants), By Region (North America, Europe, Asia Pacific, Latin America, MEA), And Segment Forecasts, 2018 - 2024 [Internet]. 2016 [consulté le 01 juin 2019]. Disponible sur: <https://www.grandviewresearch.com/industry-analysis/dental-implants-market>
34. Kurzmann C, Janjić K, Shokoohi-Tabrizi H, Edelmayer M, Pensch M, Moritz A, et coll. Evaluation of Resins for Stereolithographic 3D-Printed Surgical Guides: The Response of L929 Cells and Human Gingival Fibroblasts. Biomed Res Int [Internet]. 2017 [consulté le 13 juin 2019]; 2017. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5671678/>

35. Laboratoire des Multimatériaux et Interfaces - UMR 5615. Impression 3D et Imprimantes 3D [Internet]. 2016 [consulté le 26 mars 2019]. Disponible sur : <http://lmi.cnrs.fr/spip.php?article360>
36. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. BMC Oral Health [Internet]. 2017 [consulté le 31 mars 2019]; 17: 149. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5727697/>
37. Paghdiwala M. Efficient dental implants: Incorporating 3-D printing into digital implant planning [Internet]. 2017 [consulté le 18 juin 2019]. Disponible sur: <https://www.dentistryiq.com/clinical/article/16365685/efficient-dental-implants-incorporating-3d-printing-into-digital-implant-planning>
38. Formlabs. SLA ou DLP : les technologies d'impression 3D comparées [Internet]. 2016 [consulté le 13 juin 2019]. Disponible sur : <https://formlabs.com/fr/blog/sla-dlp-impression-3D-comparee/>
39. SmarTech Analysis. 3D Printing In Dentistry 2016: A Ten-year Forecast, Opportunity Analysis [Internet]. 2019 [consulté le 01 juin 2019]. Disponible sur: <https://www.smartechanalysis.com/reports/3d-printing-dentistry-2016/>
40. 3D Printers Explained. FDM vs SLA: A Direct Comparison Guide [Internet]. [consulté le 13 juin 2019]. Disponible sur: <http://apm-designs.com/fdm-vs-sla-3d-printer-tech-comparison/>

Table des matières :

Sommaire :	13
Liste des figures :	14
Liste des tableaux :	17
1. Introduction	18
2. Présentation et analyse des différents systèmes de fabrication d'objets 3D existants sur le marché	18
2.1. Fabrication soustractive	19
2.2. Fabrication additive ou impression 3D	19
2.2.1. L'impression par dépôt de fil fondu ou extrusion (FDM, FFF)	20
2.2.2. L'impression par frittage de poudre et fusion	21
2.2.3. L'impression par photopolymérisation d'un bain de polymère (SLA, DLP)...	21
3. Réalisation pratique d'un guide chirurgical implantaire au cabinet par impression 3D ..	28
3.1. Prise d'une empreinte numérique	34
3.1.1. Prise d'empreinte numérique directe : scanner intra-oraux.....	34
3.1.2. Prise d'empreintes indirecte : scanner de modèles :.....	36
3.2. Réalisation de la radiographie tridimensionnelle	37
3.3. Superposition des données et réalisation de la planification implantaire	39
3.4. Impression 3D du guide chirurgical au cabinet	45
3.4.1. Préparation de l'imprimante	45
3.4.2. Préparation, transfert et impression du fichier	46
3.4.3. Traitement post-impression	51
3.5. Finitions, choix et mise en place des manchons pour le guidage	53
3.6. Stérilisation du guide et stockage	55
4. Exemple de différents systèmes d'impression 3D de guides chirurgicaux implantaires présents sur le marché (non exhaustif) :	55
4.1. Lyra ®	55
4.2. Planmeca ®	57
4.3. Straumann – Dental Wings ®	59
4.4. Système libre avec utilisation de BlueSkyplan® et d'une imprimante 3D	61
5. Avantages et inconvénients de la réalisation d'un guide chirurgical au cabinet par impression 3D en technique directe	64
5.1. Précision	64
5.2. Coût	65

5.3.	Stérilisation.....	66
5.4.	Communication praticien – patient	66
6.	Exemple de réalisation d'un guide chirurgical au travers d'un cas clinique avec le logiciel BlueSkyPlan®	67
6.1.	Importation des fichiers .DICOM et .STL dans le logiciel	68
6.2.	Alignement du modèle digital et de l'imagerie radiographique.....	68
6.3.	Choix et positionnement de l'implant	69
6.4.	Fabrication du guide chirurgical.....	70
7.	Conclusion.....	71
	Références bibliographiques :	73
	Références bibliographiques électroniques :	77
	Table des matières :	79

BUVAT Jean-Alexis – Réalisation d'un guide chirurgical implantaire au cabinet par impression 3D

Nancy 2019 : 81 pages. 40 figures ; 8 tableaux.

Th. : Chir.- Dent. : Nancy 2019

Mots-clefs :

- Guide chirurgical
- Implantologie
- Planification
- Impression 3D

Résumé :

Depuis sa conception la technologie d'impression 3D n'a fait que susciter de plus en plus d'intérêt dans tous les secteurs d'activité de notre société. L'odontologie n'échappe pas à cette logique et cet outil révolutionnaire permet l'ouverture de nouveaux champs de réflexion quant au déroulement et au perfectionnement des actes de soins existant ainsi qu'à la création de nouvelles techniques thérapeutiques. Dans le domaine de l'implantologie, l'impression 3D permet ainsi la réalisation de manière directe, au cabinet dentaire, de guides chirurgicaux implantaires.

Nous nous intéresserons aux différentes technologies d'impression 3D, à la réalisation d'un guide chirurgical implantaire dento-porté au cabinet dentaire par impression 3D, aux différents systèmes présents sur le marché pour réaliser ces guides et nous étudierons les avantages et inconvénients liés à la réalisation des guides chirurgicaux au cabinet dentaire.

Membres du jury :

Pr. P. AMBROSINI	Professeur des Universités	Président
Dr. D. JOSEPH	Maitre de conférences des Universités	Directeur de thèse
Dr. K. YASUKAWA	Maitre de conférences des Universités	Juge
Dr. S. CLERC	Assistant Hospitalier Universitaire	Juge

Adresse de l'auteur :

Jean-Alexis BUVAT
7 bis rue de l'abreuvoir,
54110, ANTHELUPT

Jury : Président : P. AMBROSINI – Professeur des universités
 Juges : D. JOSEPH – Maître de conférences des universités
 K. YASUKAWA – Maître de conférences des universités
 S. CLERC – Assistant hospitalo universitaire

Thèse pour obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire

Présentée par : **M. Jean-Alexis BUVAT**

Né à : Grasse (Alpes-Maritimes)

le 17 mars 1992

et ayant pour titre : «Réalisation d'un guide chirurgical implantaire au cabinet par impression 3D».

Le président du jury



P. AMBROSINI

Le doyen,
de la faculté d'odontologie de Lorraine


FACULTÉ
D'ODONTOLOGIE
DE LORRAINE
J.M. MARTRETTE

autorise à soutenir et imprimer la thèse 16773

NANCY, le

Le président de l'université de Lorraine


P. MUTZENHARDT