UNIVERSITE DE STRASBOURG

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2016 N°42

THESE

Présentée pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

le 10 novembre 2016

par

MESSAS KAHN Audrey

née le 30 / 03 / 1990 à Strasbourg

INDICATIONS ET LIMITES DU GUIDE CHIRURGICAL
ETUDE PROSPECTIVE SUR LES ARTEFACTS DE MOUVEMENTS

Président: Professeur HAIKEL Youssef

Assesseurs : Docteur BOUKARI Abdessamad

Docteur GROS Catherine

Docteur BRIDONNEAU Thomas

Membre invité: Docteur HASSON Jean-Nicolas

UNIVERSITE DE STRASBOURG

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE DE STRASBOURG

Doyen : Professeur C. TADDEI

Doyens honoraires : Professeur R. FRANK
Professeur M. LEIZE
Professeur Y. HAIKEL

Professeurs émérites : Professeur W. BACON
Professeur A. FEKI
Professeur H. TENENBAUM

Responsable des Services Administratifs : Mme F. DITZ-MOUGEL

Professeurs des Universités

V. BALL	Ingénieurie Chimique, Energétique - Génie des Procédés
A. BLOCH-ZUPAN	Sciences Biologiques
F. CLAUSS	Odontologie Pédiatrique
J-L. DAVIDEAU	Parodontologie
Y. HAÏKEL	Odontologie Conservatrice - Endodontie
O. HUCK	Parodontologie
M-C. MANIERE	Odontologie Pédiatrique
F. MEYER	Sciences Biologiques
M. MINOUX	Odontologie Conservatrice - Endodontie
A-M. MUSSET	Prévention - Epidémiologie - Economie de la Santé - Odontologie Légale
C. TADDEI	Prothèses
B. WALTER	Prothèses

Maîtres de Conférences

S. BAHI-GROSS	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
L. BIGEARD	Prévention - Epidémiologie - Economie de la Santé - Odontologie Légale
Y. BOLENDER	Orthopédie Dento-Faciale
F. BORNERT	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
A. BOUKARI	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
O. ETIENNE	Prothèses
F. FIORETTI	Odontologie Conservatrice - Endodontie
M. FREYMANN	Odontologie Conservatrice - Endodontie
C-I. GROS	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques - Biomatériaux - Biophysique - Radiologie
R. JOERGER	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques - Biomatériaux - Biophysique - Radiologie
S. JUNG	Sciences Biologiques
N. LADHARI	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques - Biomatériaux - Biophysique - Radiologie
F. OBRY	Odontologie Pédiatrique
R. SERFATY	Odontologie Conservatrice - Endodontie
M. SOELL	Parodontologie
E. WALTMANN	Prothèses

Equipes de Recherche

N. JESSEL	INSERM / Directeur de Recherche
Ph. LAVALLE	INSERM / Directeur de Recherche
H. LESOT	CNRS / Directeur de Recherche
M-H. METZ-BOUTIGUE	INSERM / Directeur de Recherche
P. SCHAAF	UdS / Professeur des Universités / Directeur d'Unité
B. SENGER	INSERM / Directeur de Recherche

Année universitaire 2016/2017 — 21/09/2016

REMERCIEMENTS

A mon président de thèse, Monsieur le Professeur Haikel Youssef,
Qui me fait l'honneur de présider ce jury.
J'ai apprécié votre disponibilité, votre gentillesse et votre savoir durant mes années d'études,
Soyez assuré de ma gratitude et de mon profond respect.

A mon directeur de thèse, Monsieur le Docteur Boukari Abessamad,
Qui m'a fait l'honneur de diriger ce travail,
Merci pour votre aide précieuse, votre gentillesse et votre écoute,
Je me suis enrichie de vos connaissances et j'ai pu compter sur vous durant la préparation de ce précieux travail que vous avez dirigé avec patience.
Soyez assuré de ma profonde admiration et de ma reconnaissance.

A mon assesseur, Madame le Docteur Gros Catherine,
Je vous remercie de me faire le privilège de siéger parmi les membres du jury,
Je vous remercie chaleureusement pour votre implication dans ce travail,
Merci d'avoir répondu à mes nombreuses questions, d'avoir apporté vos connaissances à ce travail et d'avoir enrichi ma bibliographie et mes iconographies,
Soyez assurée de ma gratitude.

A mon assesseur, Monsieur le Docteur Bridonneau Thomas,
Je vous remercie de faire partie de ce jury,
Merci pour votre accompagnement, votre pédagogie, vos formations et votre soutien au cours de mes années étudiantes jusqu'à aujourd'hui.
Soyez assuré de ma reconnaissance.

A mon assesseur, Monsieur le Docteur Jean-Nicolas Hasson,
Qui me fait le plaisir de participer à ce jury de thèse,
Merci pour votre disponibilité et votre aide tout au long de la préparation de ma thèse,
Merci de m'avoir accompagné tout au long de ce travail que je n'aurai pas pu réaliser sans vous.
Je vous remercie également pour votre patience et votre gentillesse, vous m'avez beaucoup apporté et êtes un exemple pour moi.
Veuillez trouver l'expression de ma reconnaissance.

Merci à mon plus grand supporter, l'homme de ma vie, mon chéri qui m'a soutenu aidé, et supporté.

Merci à ma famille, mon papa poule, ma maman soucieuse, mon fou de frère et ma mamie fière qui étaient là quand j'en avais besoin.

Merci à toute ma famille, mes oncles et tantes qui s'occupent de moi comme leurs enfants, mes jeunes cousins bientôt à votre tour.

Merci à la famille de mon mari, Ketty, Freddy, Yvone et Georges Bernard et Francine qui m'ont toujours soutenu.

Merci à Loren, ma complice, la sœur que je n'ai jamais eu (non je n'abuse pas) qui m'a expliqué ce que le mot statistique voulait dire et que j'ai hâte de revoir très vite et plus souvent.

Merci à mes amies d'enfance, Laurine pour ses bons repas et son réconfort, Michaela nos beaux voyages et ses conseils beauté.

Merci à Nelly sur qui je peux compter à tout moment et n'importe où, ma sœur de permis.

Merci à mes copines de fac et de promo sans qui mes plus belles années n'auraient pas été les mêmes, Débo pour ses conseils et son aide infaillible, Mimi pour son calme et son dévouement, Avi pour m'avoir toujours tiré vers le haut, Pauline mon acolyte de jour et de nuit et Yaya mon pilier de Houppa.

Merci à mes superbes copines qui me donnent toujours le sourire et le goût de vivre Marion ou Mar le blitz, Raphaëla ou Mooglie on ne dira pas pourquoi, Julie la plus drôle de mes copine, Aviva ma CDC et bientôt mon rabbin, et Soso l'ambianceuse.

Merci à tous mes amis et ma famille qui me soutiennent aujourd'hui.

Tables des matières

INTRODUCTION **10**

PARTIE I : CHIRURGIE GUIDEE **13**

1. IMPLANTOLOGIE ASSISTEE PAR ORDINATEUR 14

1.1. Guides radiologiques et chirurgicaux 14

1.1.1. Guides radiologiques 14

1.1.1.1. Définition 14

1.1.1.2. Confection 15

1.1.2. Guides chirurgicaux : Définitions objectifs, types d'appuis et protocole de fabrication 16

1.1.2.1. Définition et Objectifs 16

1.1.2.2. Types d'appuis 17

1.1.2.3. Confection à partir du guide radiologique 18

1.1.2.4. Confection par stéréolithographie, par usinage ou table de montage 18

1.2. Imagerie 3D 19

1.2.1. Scanner classique ou MSCT 19

1.2.2. Format DICOM 21

2. INTERETS ET OBJECTIFS DE L'IMPLANTOLOGIE ASSISTEE PAR ORDINATEUR ET DE LA CHIRURGIE GUIDEE 23

2.1. Indications de l'Implantologie assistée par ordinateur 23

2.1.1. Logiciels de planification 23

2.1.2. La planification du plan de traitement 23

2.1.3. La chirurgie guidée lors de la pose des implants 24

2.1.3.1. Chirurgie sans lambeau (Flapless) 24

2.1.4. Mise en charge immédiate 25

2.2. Précision de la chirurgie guidée 27

2.2.1. Précision de chaque étape 27

2.2.2. Précision de l'imagerie 27

2.2.3. Précision de la Planification 27

2.2.4. Fabrication du guide 28

2.2.5. Stabilité du guide 29

2.2.6. Acte Chirurgical 30

PARTIE II : PRESENTATION DES 4 PRINCIPAUX SYSTEMES DE CHIRURGIE GUIDEE **32**

1. NOBEL CLINICIAN (PROTOCOLE) 33

1.1. Réalisation du montage directeur 33

1.2. Réalisation du guide radiologique 33

1.3. Réalisation du scanner 33
1.4. Planification 34
1.5. Fabrication du guide chirurgical 34
1.6. Réalisation du maître modèle 35
1.7. Protocole opératoire 35
2. SIMPLANT® 37
2.1. Plateforme et Logiciels 37
2.2. Protocole 39
2.2.1. Réalisation du montage directeur 39
2.2.2. Réalisation du guide radiologique 39
2.2.3. Réalisation du scanner 39
2.2.4. Planification 39
2.2.5. Fabrication du guide chirurgical 40
2.2.6. Protocole opératoire 41
3. Easyguide® (Keystone dental®) 41
3.1. Réalisation du montage directeur 41
3.2. Réalisation du guide radiologique 42
3.3. Réalisation du scanner 42
3.4. Planification 42
3.5. Fabrication du guide chirurgical 43
3.6. Protocole opératoire 44
4. Skyplanx® 44
4.1. Logiciels 44
4.2. Montage directeur 45
4.3. Réalisation du guide radiologique 45
4.4. Réalisation du scanner 46
4.5. Planification 46
4.5.1. Segmentation 46
4.5.2. Simulation des implants 47
4.6. Fabrication du guide chirurgical 47
4.7. Protocole opératoire (et système de stabilisation) 48
5. Synthèse comparative des 4 systèmes 52
6. Avantages et inconvénients des Systèmes 53
6.1. Simplant 53
6.2. NobelClinician® 53
6.3. Easyguide® 54
6.4. Skyplanx® 54
PARTIE III : LES DIFFERNTS TYPES D'ARTEFACTS ET LA PRECISION EN IMAGERIE SCANNER 55
1. ARTEFACTS CINETIQUES 56

2. L'EFFET DE VOLUME PARTIEL 58
3. ARTEFACTS DE DURCISSEMENT DE FAISCEAU OU BEAM HARDENING (BH) 58
4. LES ARTEFACTS METALLIQUES 60
5. PROBLEMATIQUES LIEES A LA SEGMENTATION ET AU TRAITEMENT D'IMAGES 61
5.1. Définition et problématique de la Segmentation 61
5.2. Artéfacts mécaniques 64
PARTIE IV: ETUDE PROSPECCTIVE DE 20 PATIENTS SUR LES ARTEFACTS DE MOUVEMENT 66
1. MATERIEL ET METHODE 67
1.1. Choix des patients 67
1.2. Méthodes 68
1.2.1. Appareil radiographique 68
1.2.2. Scan des modèles d'étude avec 3Shape D2000 70
1.2.3. Logiciel Simplant : segmentation et superposition 71
1.2.4. Logiciel GRAPHPAD INSTAT 73
2. MESURES 74
2.1. Biais 75
2.1.1. Calibrage segmentation et recalage 75
2.1.2. Précision du plâtre et de l'empreinte 75
3. STATISTIQUES ET RESULTATS 77
3.1. Tableau des mesures 77
3.2. Statistique: Régression linéaire 78
4. DISCUSSION 80
5. CONCLUSION 81
PARTIE IV : COMPLICATIONS ET LIMITES 87
1. COMPLICATIONS 88
1.1. Complications pré-opératoires 88
1.1.1. Complications radiographiques 88
1.1.2. Erreurs de manufacture du guide chirurgical 89
1.2. Complications per-opératoires 90
1.2.1. Complications liés au guide chirurgical 90
1.2.1.1. Stabilité et adaptation du guide chirurgical 90
1.2.1.2. Faible capacité de refroidissement lors du forage 90
1.2.1.3. Inhalation ou ingestion de pièces 91
1.2.1.4. Altération du site implantaire 91
1.2.1.5. Complications opérateurs dépendants 92
1.2.1.6. Complications patients-dépendants 92
1.3. Complications post-opératoires. 96
1.3.1. Infections œdèmes et douleurs 96

1.3.2. Complications prothétiques 96
2. LIMITES DE LA CHIRURGIE GUIDEE 98
2.1. Manque d'accès 98
2.2. Planification 98
2.2.1. Erreur de planification et déviation 98
2.2.2. Simulation informatique du projet implantaire 99
2.3. Erreur de fabrication du guide chirurgical (délai et coût) 99
2.4. Essayage du guide chirurgical 100
2.5. Chirurgie guidée 100
CONCLUSION 101
BIBLIOGRAPHIE 106
INDEX DES FIGURES 112

INTRODUCTION

Le placement précis des implants dans les trois dimensions de l'espace est une étape essentielle pour optimiser les aspects prothétiques, fonctionnels et esthétiques, ainsi que les contraintes masticatoires d'une prothèse implanto-portée.

Il est établi que la chirurgie implantaire dépend de la prothèse, qu'il s'agisse d'un édentement unitaire, plural ou complet.

À cet effet, l'utilisation de systèmes de chirurgie guidée a été reconnue comme un outil fondamental pour contrôler la position idéale des implants, particulièrement pour les cas complexes[1]. Cette technique fait appel à la planification informatique issue des données d'imagerie scanner.

De plus, la chirurgie guidée permet d'aboutir à des protocoles très sophistiqués, notamment dans le cadre de la mise en charge immédiate, grâce à la possibilité d'élaborer en amont une prothèse fixe avant même d'avoir réalisé la chirurgie [(2 et 3)]. Le point critique réside dans le manque de précision concernant le transfert des données informatiques vers la réalisation chirurgicale[4].

Le processus global permettant la fabrication d'un guide chirurgical comprend notamment l'acquisition des données anatomiques, la segmentation de ces données par le logiciel de planification et la réalisation industrielle du guide chirurgical par stéréolithographie. Chacune de ces différentes étapes peut être à l'origine d'erreurs ou de distorsions.

Le but est d'essayer de mettre en évidence les facteurs à l'origine de ces erreurs de précision afin d'y remédier. La chirurgie guidée consiste en un protocole présentant différentes étapes qui aboutissent à l'élaboration d'un guide chirurgical à partir d'une planification informatique.

Ce guide permet la mise en place des implants dans la position idéale requise par la prothèse en ce qui concerne le point d'émergence, l'axe de forage et le forage lui-même[5].

La planification informatique est réalisée grâce à un logiciel dans lequel les données d'imagerie du patient sont récupérées sous forme de fichiers Dicom (Digital Imaging and Communications in Medicine). Il existe aujourd'hui à la disposition du praticien un certain nombre de logiciels, appartenant à différentes sociétés commerciales, qui permettent d'effectuer cette étape.

[1] HORWITZ J., ZUABI O., MACHTEI E., (2009).
[2] GILLOT L., NOHARET R., CANNAS B., (2010).
[3] ORENTLICHER G., ABBOUD M., (2011).
[4] FRISARDI G., CHESSA G., BARONE S., PAOLI A., and RAZIONALE A., FRISARDI F., (2011).
[5] BEHNEKE A., BURWINKEL M., BEHNEKE N., (2011).

Les imprécisions s'accumulent au cours des différentes étapes[6], exhaustivement listées ci-dessous.

- Les pré-requis de la planification informatique. Plusieurs étapes indispensables précèdent la planification informatique :
    - La réalisation d'un montage prothétique esthétique et fonctionnel ou d'une prothèse amovible.
    - La réalisation d'un guide d'imagerie.
    - La vérification en bouche de la parfaite adaptation du guide radiologique.
    - La réalisation d'un scanner pour l'obtention des données d'imagerie du patient. L'acquisition scanner est effectuée avec le port du guide radiologique. Selon le système utilisé, il peut être demandé, en plus de la réalisation d'un scanner du guide radiologique seul, correspondant à la technique du double scan (ou « dual scan » en anglais) l'export des données au format Dicom.
    - L'importation des données Dicom dans le logiciel informatique de planification et la préparation/optimisation de celles-ci.
    - La planification informatique qui permet de placer virtuellement les implants en parfaite adéquation en termes de longueur, largeur, diamètre, inclinaison et émergence avec l'anatomie du patient et le projet prothétique.
    - La validation de la planification informatique qui précède l'étape de fabrication du guide chirurgical.

- La fabrication industrielle du guide chirurgical.
  Il existe deux techniques principales qui permettent d'obtenir un guide chirurgical que nous verrons par la suite.

Nous verrons dans une première partie, ce qu'est la chirurgie guidée et quels sont ses degrés de précision, à chaque étape de l'imagerie et de la conception, jusqu'à la chirurgie.

Pour mieux connaître le fonctionnement des guides chirurgicaux, dans une deuxième partie nous traiterons et comparerons les 4 principaux systèmes de chirurgie guidée existant sur le marché, à savoir, Nobel Clinician®, Simplant®, EasyGuide® et Skyplanx®.

Dans un troisième temps, nous nous intéresserons aux imprécisions dues aux différents artéfacts d'imagerie et tout particulièrement aux artéfacts de mouvement.

Nous réaliserons une étude prospective sur 20 patients, superposant le CBCT (ou Cone Beam Computed Tomography) des patients avec le scan des maîtres modèles.

Pour finir nous observerons les complications et limites de la chirurgie guidée.

[6] GOUTMAN T., (2013).

PARTIE I : CHIRURGIE GUIDEE

1. IMPLANTOLOGIE ASSISTEE PAR ORDINATEUR[7]

L'acte prothétique est la finalité de l'acte implantaire et préside à l'indication de l'implant, d'où la nécessité de disposer d'un plan de traitement précis pour minimiser les aléas pouvant survenir. La détermination du point d'émergence de l'implant sur la crête osseuse, de son axe ainsi que l'aspect de la muqueuse sont d'autant plus importants que l'exigence esthétique est plus grande.

Cette détermination de position se fait à partir d'une maquette de diagnostic en cire qui prend en compte les contraintes biomécaniques, anatomiques, fonctionnelles, esthétiques voire phonétiques.

Il est donc nécessaire de faire une étude préliminaire prothétique et d'élaborer cette maquette de diagnostic en cire à partir de la mise en articulateur des modèles d'étude. Cette maquette de diagnostic en cire est à l'origine du façonnage du guide radiologique, puis du guide chirurgical.

1.1. Guides radiologiques et chirurgicaux

1.1.1. Guides radiologiques

1.1.1.1. Définition

La confection d'un guide radiologique consiste à réaliser une structure qui établit des repères transposables de la réalité à la radiographie et vice versa. Ce guide est réalisé après une étude prothétique et mise en articulateur. Des éléments radio-opaques permettant la prévisualisation des sites envisagés, sont positionnés sur une plaque en résine portée par le patient lors de l'examen radiologique.

Il permettra la visualisation de la simulation implantaire sur le scanner, des futurs sites implantaires dans les trois plans de l'espace ainsi que l'environnement osseux et anatomiques.

Ceci permet d'apprécier la position des futurs implants par rapport aux structures anatomiques voisines :

- Canal mandibulaire
- Canal incisif
- Foramens mentonniers
- Cavités sinusiennes maxillaires,
- Fosses nasales.

[7] GOUDOT P., LACOSTE J.P., (2013).

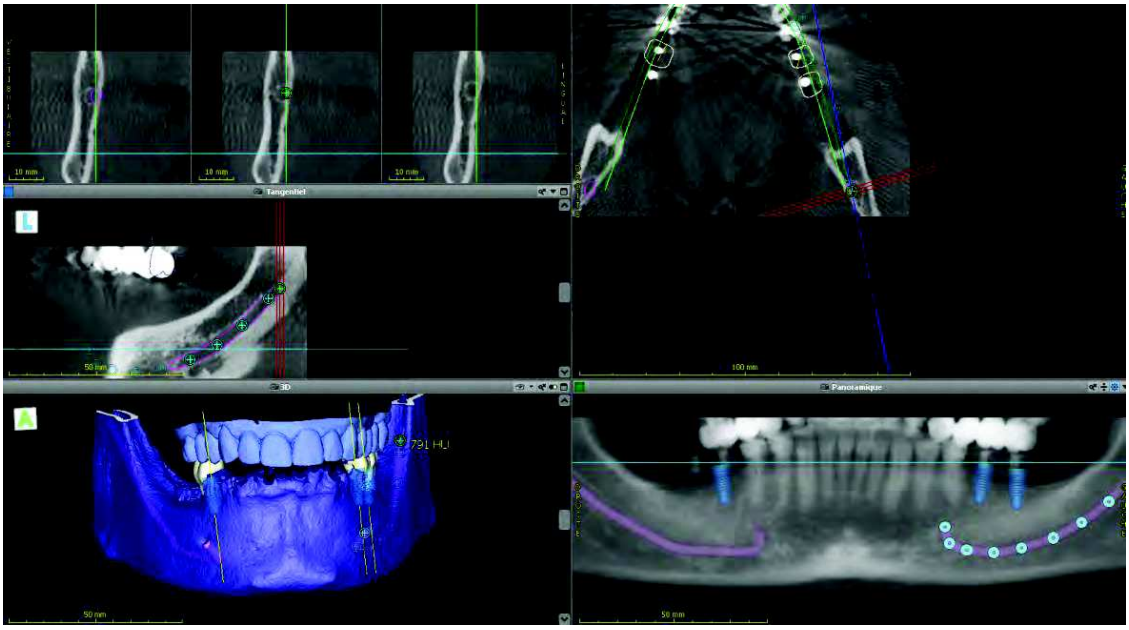


Figure 1 : *Visualisation des structure anatomiques sur Codiagnostix® (site web Codiagnostix)*

1.1.1.2. Confection

- Réaliser un *wax-up* ou montage avec dents du commerce correspondant à la future réalisation prothétique.
- Réaliser un duplicata par thermoformage.

Le thermoformage est une technique qui consiste à prendre un matériau sous forme de plaque (verre, plastique...), à le chauffer pour le ramollir, et à profiter de cette ductilité pour le mettre en forme avec un moule. Le matériau redurcit lorsqu'il refroidit, gardant cette forme.

Figure 2 : *Montage et réalisation (labo AMRI)*

Figure 3 : *Duplicata par thermoformage (labo AMRI)*

- Remplir de résine la future prothèse et percer l'axe idéal, puis le remplir d'une substance radio-opaque qui entraîne le moins d'artéfacts possibles sur les images : gutta, sulfate de baryum, tige en titane.

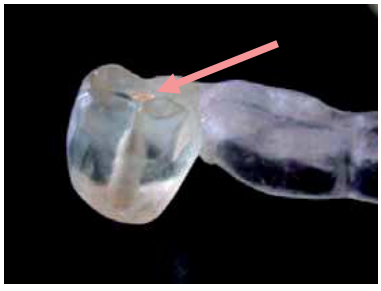


Figure 4 : *Élément radio-opaque (gutta) dans le guide radiologique (Labo Amri)*

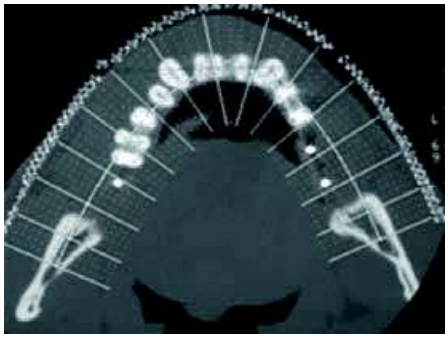


Figure 5 **:** *Les marqueurs apparaissent sur les coupes : Billes en titane ou en gutta (Cabinet Dr Hasson)*

- Puis réaliser le scanner avec le guide radiologique en bouche.

- Autre méthode : grâce à des dents du commerce qui contiennent du sulfate de baryum (radio-opaque), on réalise une prothèse que le patient portera en bouche lors de son examen radiologique.

Figure 6 **:** *guide radiologique (Labo Amri)*

Figure 7 *: guide radiologique (Labo Amri)*

Figure 8 *: guide radiologique en bouche*

1.1.2. Guides chirurgicaux : Définitions objectifs, types d'appuis et protocole de fabrication

1.1.2.1. Définition et Objectifs

Le but du guide chirurgical, qui est un dispositif mécanique, est d'aider l'acte chirurgical en guidant le geste opératoire :

- déterminer au mieux le point d'émergence de l'implant à travers la crête osseuse et la muqueuse ;
- conduire la main de l'opérateur pour insérer l'implant selon l'axe idéal (position, angulation).

1.1.2.2. Types d'appuis [8]

- Appuis dentaires

Le guide chirurgical à appui dentaire est indiqué chez l'édenté partiel. Il est simple à mettre en œuvre et stable car il se positionne sur les dents présentes sur l'arcade. L'appui dentaire est considéré comme l'appui le plus précis et doit cependant être fermement maintenu mais sans pression excessive. Et dans le cas d'édentement terminal il faudra faire attention au manque de soutien postérieur.

Ainsi lors d'édentement partiel les guides chirurgicaux pourront donc être soit :

- encastrés : les appuis du guide chirurgical reposeront sur les dents adjacentes à la zone à implanter.
- en extension : les appuis reposeront sur les dents restantes antérieures.

Figure 9 *: Guide radiologique en bouche (Labo Amri)*

- Appuis muqueux

Il est indiqué pour des réhabilitations d'édentement total (possibilité de technique Flapless). Pour la mise en place de ce guide une clé d'occlusion est nécessaire mais la compression de la muqueuse peut être à l'origine d'imprécision. Il est possible de fixer le guide par des vis de stabilisation trans-osseuse.

- Appuis osseux

Il est indiqué chez l'édenté complet ou partiel de grande étendue dès qu'un lambeau permettant de visualiser la crête osseuse peut être soulevé. Il se plaque directement sur le rebord alvéolaire au contact de l'os. Là aussi une clé d'occlusion permet de bien positionner le guide chirurgical ainsi que des vis de stabilisation. La mise en œuvre est plus invasive et peut devenir compliquée à cause du lambeau.

[8] GEORGEL S., (2012).

1.1.2.3. Confection à partir du guide radiologique

Le guide radiologique a été dupliqué. On réalise un appui antérieur et on positionne des tubes suivant les axes de forage désirés.

***Figure 10** : Guide chirurgical créé à partir d'un guide radiologique (Labo Amri)*

Suivant le même principe de guidage du premier forage, il arrive que la hauteur disponible en bouche (faible ouverture buccale) ne permette pas le passage du foret monté sur le contre-angle.

On peut alors, après avoir déterminé l'axe idéal et avoir fait un forage de 2 mm au travers de la couronne, faire une saignée vestibulaire de façon à glisser le foret latéralement jusqu'à venir au contact de la partie la plus linguale ou palatine.

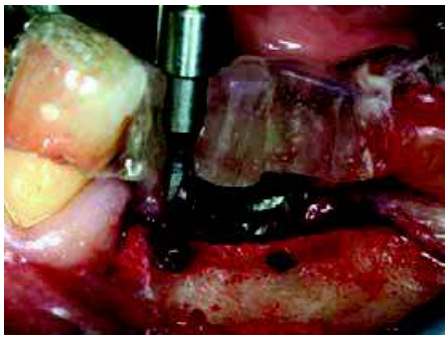


***Figure 11** : Saignée vestibulaire d'un Guide chirurgical créé à partir du guide radiologique*

1.1.2.4. Confection par stéréolithographie, par usinage ou table de montage

- Stéréolitgographie [9]

La stéréolithographie est une technique de prototypage rapide exploitée par l'industrie depuis la fin des années 1980. Un faisceau laser, piloté par ordinateur, photo-polymérise une résine constituée de monomère d'acrylate ou d'époxys.

Le guide en cours de fabrication est supporté par une plate-forme mobile qui plonge progressivement dans une cuve de résine liquide. Couche par couche le faisceau laser polymérise la résine en surface. Les couches de 0.07 à 0.75 mm donnent un état de surface strié à l'objet.

[9] NEUGEBAUER ET AL, (2006).

L'impression 3D est une technique de prototypage rapide par addition dont le principe est proche d'une imprimante classique à la différence qu'elle crée un volume couche par couche. Cette technique est utilisée par Simplant, Nobel guide® par exemple.

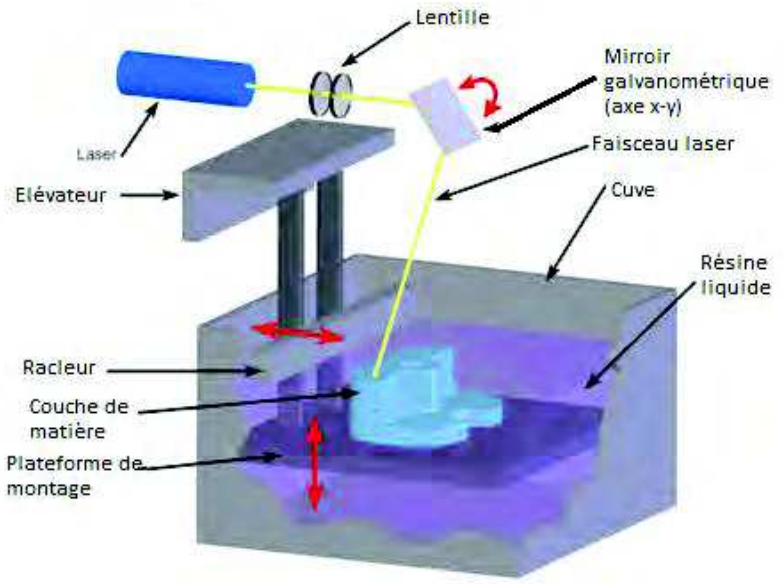


Figure 12 *: Principe de la stéréolithographie (3Dnative)*

- Usinage

C'est une technique de fabrication de pièce mécanique par soustraction. Une machine enlève de la matière de façon à transformer la pièce brute aux formes et dimensions voulues. Elle est utilisée par les systèmes Compu-Guide, DentalVox, VIP Pilig et Sicat Implant.

- Table de Montage

On utilise une table de montage qui fonctionne sur le principe d'un articulateur avec plan de référence. Les coordonnées de planification définies par l'ordinateur sont insérées dans cette table de montage pour positionner les douilles de forages. Comme par exemple Skyplanx® ou EasyGuide®.

1.2. Imagerie 3D

L'imagerie scanner permet l'accès à des images tridimensionnels par le biais de deux techniques actuellement.

1.2.1. Scanner classique ou MSCT[10]

C'est un examen tomodensitométrique indiqué en médecine et en chirurgie dentaire lors de l'étude de tissus durs, mous et organe en mouvement. L'acquisition radiographique se fait par coupes à l'aide d'un faisceau de rayon X plat et triangulaire.

[10] CAVEZIAN R. and PASQUET G., (2005).

Source et capteur sont en rotation autour du patient allongé dans un lit mobile qui se déplace horizontalement à vitesse variable selon le paramétrage défini.

On obtient une projection 1D après l'acquisition du MSCT et une coupe 2D après reconstruction immédiate de l'image puis 3D, si on le souhaite, après reconstruction secondaire. Le scanner a permis d'augmenter la qualité de l'examen radiologique tout en diminuant les doses d'irradiation.

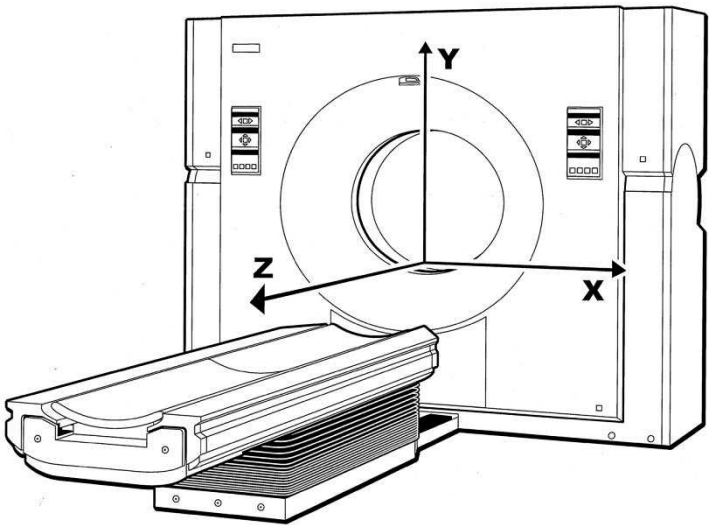


Figure 13 : *Les 3 axes du scanner*[11]

- Tomographie volumique à faisceau conique

La tomographie volumique à faisceau conique ou Cone Beam Computed Tomography (ou CBCT) est un examen indiqué pour l'analyse des structures radio-denses telles que les os ou les dents et qui répond donc aux demandes de l'implantologie et de la chirurgie maxillo-faciale. L'acquisition se fait par la rotation unique d'un faisceau conique de rayon X autour du volume à examiner. Un capteur plan enregistre alors un nombre fini de projections 2D et le volume 3D sera reconstruit à partir des projections 2D.
L'acquisition brute impliquerait un artéfact appelé « Cone Beam artefact » car le capteur du CBCT est plan contrairement au scanner. Cependant l'algorithme de reconstruction de Feldkamp permet de s'abstraire de la problématique du risque de déformation à la périphérie du capteur plan et tient compte de cet artéfact.

[11] MORIN R.L., GERBER T.C. and McCOLLOUGH C.H., (2003).

Figure 14 *: Scanner Siemens Somaton à gauche (Pôle d'imagerie médicale des Hôpitaux Universitaires de Strasbourg ou HUS), Cone beam Newton VGi à droite (UF8609, Radiologie, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg)*

Le CBCT est accessible en cabinet depuis 2000 si l'on dispose d'une formation adéquate.

1.2.2. Format DICOM[12]

DICOM : Digital Imaging and Communication in Medicine est une norme de données d'imagerie médicale. Ce standard définit un format fichier et un protocole de transmission de données.

Le format Dicom a pour but de faciliter le transfert d'images médicales entre utilisateurs et appareils en évitant tout problème d'incompatibilité, maintenance ou pertes d'informations.
Les données de l'examen sont reconstruites dans le plan axial et transmises aux consoles de reconstruction au format Dicom.

Ces données axiales sont exploitées en implantologie par deux types de logiciel, les logiciels de Reconstruction « dentascanner », adaptés aux mesures des volumes en implantologie (Dentascan®, Simplant® et tous logiciels de simulation implantaire) et les logiciels de Reconstruction Multiplanaire utiles pour l'exploration de tout type de pathologie.

[12] BELLAICHE N.,(2000).

- LOGICIELS DE RECONSTRUCTIONS « DENTASCANNER »

Ils permettent d'obtenir des reconstructions verticales dans l'axe des dents et des implants envisagés, et donc des mesures fiables en épaisseur et en hauteur.

- Les reconstructions axiales sont réalisées selon le plan occlusal.
- Les reconstructions bidimensionnelles comprennent des reconstructions parallèles et perpendiculaires et à la courbure des maxillaires.
- Les reconstructions curvilignes dites « panoramiques » sont parallèles à la ligne tracée, donc à la courbure du maxillaire. Aucune mesure n'est à réaliser sur ces « panoramiques» qui ne constituent que des images de "repérage" pour les reconstructions perpendiculaires.
- Les reconstructions perpendiculaires à la courbure des maxillaires créées à partir des reconstructions curvilignes, sont des reconstructions coronales obliques ou orthoradiales et sont affichées automatiquement par l'ordinateur du scanner à partir d'une ligne tracée parallèlement à cette courbure, au niveau du collet des dents. Elles sont en général pratiquées tous les mm. Nous pouvons prendre des mesures directes sur le logiciel grâce aux outils de mesures intégrés. Lorsque les images sont imprimées, elles sont reproduites grandeur nature (échelle 1/1), on peut mesurer l'épaisseur et la hauteur de l'os disponible avec une simple règle graduée sur chaque image de reconstruction perpendiculaire. On peut aussi utiliser des calques de la silhouette des implants, fournis par les producteurs d'implants, à l'échelle 1/1 (grandeur nature).

On peut également y adjoindre :

- Les reconstructions en rendu de surface qui ont un intérêt limité en implantologie. Elles un intérêt pédagogique d'illustration ont utiles pour faire apprécier le volume et la forme avant greffe et surtout en pathologie congénitale malformative et en traumatologie. Cela peut être utile pour donner des explications claires au patient.

- Les reconstructions en «rendu de volume», d'opacité variable, permettent de visualiser en trois dimensions les rapports d'implants simulés avec les obstacles, les autres implants et les dents mais toujours d'un point de vue plus pédagogique que scientifique. En effet en fonction des coupes et de leur orientation, de l'épaisseur et de l'espacement des coupes, nous pouvons manquer une information.

- LOGICIELS DE RECONSTRUCTIONS MULTIPLANAIRES

Equipant tous les CBCT et scanners, ils permettent l'obtention, à partir des données axiales, de reconstructions strictement frontales et sagittales ainsi que tridimensionnelles. Ils sont plus précis que le Dentascanner pour le diagnostic des pathologies fines.

2. INTERETS ET OBJECTIFS DE L'IMPLANTOLOGIE ASSISTEE PAR ORDINATEUR ET DE LA CHIRURGIE GUIDEE

2.1. Indications de l'Implantologie assistée par ordinateur

De manière générale le point faible des actes implantaires est le transfert précis du projet chirurgical en bouche. La solution pour avoir une correspondance entre le projet chirurgical et sa réalisation en bouche est la chirurgie guidée.

2.1.1. Logiciels de planification [13]

Il existe trois types de Logiciel de planification :

Les visionneuses ou viewer qui permettent la lecture des fichiers DICOM et l'utilisation de certains outils comme la réalisation de mesures.

Les logiciels de planification implantaire qui simulent virtuellement la position des implants dans les 3 axes de l'espace. Il existe plusieurs marques et différentes gammes de prix.

Les logiciels de planification implantaire associés à des systèmes de guidage qui sont le sujet de ce travail.

2.1.2. La planification du plan de traitement [14]

Avec le logiciel 3D, le chirurgien a la possibilité d'effectuer un repérage des lieux avant la chirurgie. Il peut « visiter » la mandibule ou le maxillaire, identifier et localiser les éléments anatomiques, tels que le trou mentonnier, le canal dentaire à la mandibule, ou au maxillaire le canal incisif antérieur, les fosses nasales ou le sinus maxillaire. Il peut également déterminer le degré de cicatrisation osseuse après extraction.

[13] RULLIERE J., (2013).
[14] DAVARPANAH K., DEMURASHVILI G., DAAS M., P. RAJZBAUM P., CAPELLE-OUADAH N., SZMUKLER-MONCLER S., DAVARPANAH M., (2011).

2.1.3. La chirurgie guidée lors de la pose des implants

Le chirurgien a non seulement la possibilité de repérer les sites de l'intervention avant la chirurgie, de procéder à la simulation de pose des implants mais il peut également réaliser la pose guidée des implants dans les positions de son choix à l'aide d'un guide chirurgical. La pose implantaire à l'aide d'un guide transforme et simplifie le geste chirurgical.

2.1.3.1. Chirurgie sans lambeau (Flapless)[15]

La chirurgie implantaire sans lambeau consiste à forer la crête édentée directement au travers de la muqueuse. Cette technique présente de nombreux avantages[16].

- Elle maintient l'approvisionnement en sang car le fait de ne pas décoller un lambeau de pleine épaisseur permet de préserver le périoste qui recouvre la surface osseuse alors que le soulèvement d'un lambeau muco-périosté sépare le périoste de l'os. Il en résulte une résorption osseuse secondaire du fait de l'interruption de la vascularisation périostée.
- Elle permet de réduire la morbidité de l'acte et des suites, avec une diminution de l'œdème, de l'inflammation, et des douleurs postopératoires.
- Elle diminue le temps opératoire du fait qu'il n'y est pas d'élévation de lambeau ni de sutures.
- Elle permet une diminution du saignement et d'opérer des patients sous antiagrégant plaquettaire et/ou des patients âgés.

Une préparation et une planification précise sont nécessaires pour réussir cette chirurgie sans lambeau à main levée[17]. Il faut :

- Une largeur de crête supérieure ou égale à 7mm.
- Une hauteur de gencive kératinisée vestibulaire suffisante d'au moins 4mm.
- Un accès visuel non nécessaire aux structures anatomiques adjacentes tel que le nerf mentonnier.
- Que la pose de l'implant respecte l'axe prothétique de la future restauration sans risque particulier de fenestration.

[15] CAMPELO L.D., CAMARA J.R., (2002).
[16] BRODALA N., (2009).
[17] DAVARPANAH M., SZMUKLER-MONCLER et AL, (2007).

Cependant il existe des inconvénients[18] :

- Elle ne permet pas au chirurgien de visualiser les repères anatomiques, la forme de la crête et les structures anatomiques vitales comme le nerf mentonnier.
- Il est difficile de gérer la profondeur du forage car les repères de profondeur sur les forets sont difficilement exploitables en raison de l'épaisseur de la muqueuse.
- Il n'y aura pas de possibilité d'accès pour régularisation de crête ni de réaménagement des tissus mous.

La planification assisté par ordinateur permet de mettre en évidence le volume osseux disponible, le guide chirurgical permet de guider le forage ce qui va donc pallier au manque de repères visuels et ainsi sécuriser cette technique Flapless.

2.1.4. Mise en charge immédiate : La préparation d'une prothèse unitaire, partielle ou totale, avant même que la chirurgie n'ait eu lieu.

En réhabilitation prothétique sur implant, la planification assistée par ordinateur offre la possibilité d'une mise en charge immédiate sur implant d'une prothèse préparée à l'avance[19]. Cette technique consiste à mettre en place une prothèse provisoire le jour même de l'intervention, sans aucun délai d'attente de laboratoire. Il s'agit d'une prothèse provisoire implanto-portée transvissé ou scellée.

Figure 15 *: Réalisation d'une mise en charge immédiate (cas du Dr Hasson)*

[18] FORTIN T., BOSSON JL., ISIDORI M., BLANCHET E., (2009).
[19] DAVARPANAH M., SZMUKLER-MONCLER S., (2007).

Le praticien doit alors :

- Maitriser la technique de mise en charge immédiate.
- Faire en sorte que le transfert en bouche de la prothèse depuis le scanner à la planification soit le plus exact possible.
- Passer par le laboratoire pour réaliser la prothèse immédiate qui se fera sur un modèle comportant les analogues des futurs implants placés et calculés sur planification informatique et grâce à la stéréolithographie.

Cette méthode permet uniquement de mettre en place des prothèses provisoires. Malgré une grande précision, de mineures différences peuvent tout de même subsister.

2.2. Précision de la chirurgie guidée

2.2.1. Précision de chaque étape

Il a été démontré que les déviations sont le reflet de l'addition de toutes les erreurs accumulées, depuis la transformation de l'imagerie en matériel concret du guide chirurgical, jusqu'au mauvais positionnement durant la chirurgie. Les sources d'erreurs les plus communes ont lieu lors de la radiographie en bouche avec le guide radiologique et lors de la chirurgie à proprement dite[20].

Voici les risques et causes des imprécisions des différentes étapes du traitement.

2.2.2. Précision de l'imagerie

Il existe une résolution spatiale qui est la plus petite distance que l'on peut observer entre deux objets (qui peut s'exprimer en paires de lignes par millimètre) et la résolution de contraste qui qualifie la différence de densité optique entre deux régions voisines de l'image radiologique[21].
Le contraste dépend de la différence d'absorption du rayonnement incident selon la nature du corps traversé et l'énergie du faisceau. Une augmentation de la tension engendre une diminution du contraste.
Le contraste dépend aussi de la fluctuation quantique (soit la variation dans le temps et dans l'espace du nombre de photons constituant le faisceau X) et ce contraste varie selon la qualité du transfert d'images : plus les étapes sont nombreuses plus le contraste diminue.
La résolution spatiale d'un scanner ou d'un CBCT dépend des constructeurs et des capteurs utilisés.

2.2.3. Précision de la Planification

Dans cette étude menée par Ersoy et Al en 2008, 94 implants ont été placé à l'aide de guides chirurgicaux fabriqués par stéréolithographie[22]. Un CBCT a été réalisé après la pose pour comparer le placement réel des implants à la planification. Des différences ont été mesurées, mais la conclusion de cette étude est que cette technique utilisant des guides chirurgicaux fabriqués par stéréolithographie est fiable et reproductible.

<u>Le protocole était le suivant</u> :

21 sujets, 8 femmes et 13 hommes âgés entre 23 et 67 ans qui avaient besoin d'un implant on été traités à l'aide d'un guide chirurgical (fabriqué par stéréolithographie).

On réalise alors la superposition du scanner avec planification et du scanner une fois les implants posés et on calcul les différences d'axe, et de distance au col et à l'apex.

[20] VERCRUYSSEN M. ET AL, (2008).
[21] KALENDER W.A, (2011).
[22] ERSOY A.E., ET AL, (2008).

Critères d'exclusion :

Diabète non équilibré, tabagisme au-delà de 20 cigarettes par jour, nécessité de greffe osseuse, douleurs chroniques à la nuque ou à la tête.

Résultats :

La déviation moyenne suivant l'axe X était de 4.9 +/- 2.36°.

La déviation de la distance était de 1.22 +/- 0.85 mm au col de l'implant et de 1.51 +/- 1 mm à l'apex.

Aucune différence significative n'a été trouvée entre les résultats à la mandibule et au maxillaire.

Mais des différences significatives on été relevées sur les déviations à l'apex entre les groupes nécessitant un seul implant ou plusieurs implants: de plus grandes différences ont été relevées sur les patients nécessitant plusieurs implants.

Biais :

Les guides chirurgicaux n'étaient pas fixés par des mini-vis d'ancrage ce qui peut entraîner des micromouvements lors de la chirurgie et diminuer la précision.

2.2.4. Fabrication du guide

Les travaux de Fortin montrent que la précision théorique appliquée par une machine peut être inférieure à 0.2 mm[23]. Cette étude s'appuie sur une machine spécialement créée qui fabrique un guide à partir de données numériques issues de la planification réalisée sur un logiciel.

Une étude de Sarment[24] a comparé la précision des guides chirurgicaux classiques aux guides chirurgicaux réalisés par stéréolithographie.

Protocole : Etude réalisée sur 5 mâchoires en plastique.

Résultats : Amélioration significative de la précision du positionnement des implants avec guides stéréolithographiques.

[23] FORTIN T et al., (2002).
[24] BESIMO, C.E., J.T.LAMBRECHT, and J.S. GUUINDY, (2000).

Cette étude a permis d'observer l'amplitude des erreurs lors du transfert de la position planifiée issues d'examens CT Scans au guide chirurgical. Les déviations entre la position à l'apex virtuelle et réelle ont été mesurées pour 77 sites répartis sur 9 mandibules et 5 maxillaires.

L'erreur de transfert était de 0.4 à 0.6 mm au maxillaire et de 0.3 à 0.4 à la mandibule.

2.2.5. Stabilité du guide

Le guide chirurgical, une fois réalisé et envoyé par le laboratoire doit être positionné en bouche et quelque soit le guide utilisé, pour éviter les micromouvements dus à la muqueuse, il est conseillé d'utiliser des vis d'ancrage pour stabiliser le guide.

Selon Chanseop la précision des guides chirurgicaux d'une hauteur occluso-gingivale de 4 mm permet le placement aussi précis des implants qu'avec des guides chirurgicaux de 8mm de hauteur mais le placement des implants avec guides chirurgicaux est significativement plus précis que le placement à main levée.

Enfin Georgel[25] cite Ozan[26]. Ce dernier a réalisé une étude sur 110 implants posés en bouche avec le logiciel Simplant et a comparé la précision des guides chirurgicaux en fonction des 3 types d'appuis possibles, à savoir, dentaire, muqueux et osseux.

Appui du guide	Déviation de la position du col implanatire (mm)	Déviation de la position de l'apex implantaire (mm)	Déviation angulaire (°)
Dentaire	0.87 +/- 0.4	0.95 +/- 0.6	2.91 +/- 1.3
Muqueux	1.6 +/- 0.6	1.60 +/- 1.0	4.51 +/- 2.1
Osseux	1.28 +/- 0.9	1.57 +/- 0.9	4.63 +/- 2.6

OZAN, O., et Al, Evaluation of Three Different Types of Computed Tomography Derived Stereolithographic Surgical Guides in Implant Placement. J Oral Maxillofac Surg, 2009.

Dans ce tableau sont recensées les valeurs moyennes de déviations entre la position virtuelle et réelle de 110 implants en millimètres et en degrés.

Les valeurs obtenues montrent une différence statistiquement significative entre les déviations obtenues suite à l'utilisation d'un guide à appui dentaire, et celles obtenues avec appuis muqueux ou osseux.

Les résultats obtenus ont montré que les guides à appuis dentaires étaient les plus précis suivis des guides à appuis osseux puis muqueux. Quelle que soit le guide utilisé la variation de la position de l'apex de l'implant est toujours plus importante que celle du col de l'implant.

[25] FORTIN T. ET AL., (2002).
[26] OZAN O. ET AL, (2009).

2.2.6. Acte Chirurgical[27]

Au cours de la chirurgie, il peut survenir différents problèmes résultant des erreurs accumulées lors des étapes précédentes. Mais l'expérience de l'opérateur et l'attitude du patient sont aussi primordiales. On remarque que de nombreuses études s'accordent à dire qu'un strict respect du protocole opératoire indiqué par le fabricant permet une fiabilité et une reproductibilité élevées.

Selon Widmann les complications chirurgicales sont les interférences osseuses qui empêchent le bon positionnement des prothèses[28]. Les complications chirurgicales sont mineures par rapport aux complications prothétiques à court et moyen terme.

Une autre étude, de V. Laederach & Al, montre que selon la force exercée lors du passage des forêts, il peu y avoir des différences. En effet une étude a été réalisée sur 4 systèmes de chirurgie guidée différents, à savoir, Camlog Guide (CG), Straumann Guided Surgery (SG), SIC Guide (SIG), and NobelGuide (NG). Les douilles en métal utilisées dans les guides pour le forage des implants des différents systèmes ont été insérées dans des boxes en plexiglass. .

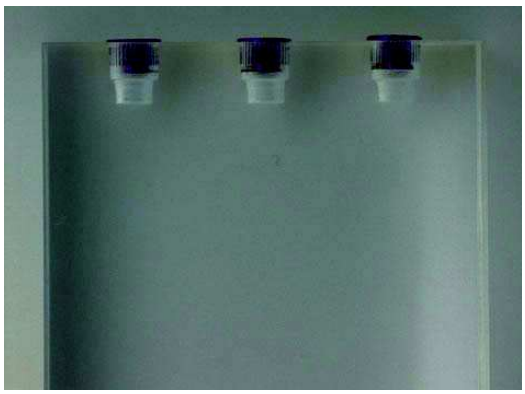


Figure 16*: Douilles insérées dans du plexiglass (Laederach et al, 2016)*

Le protocole de forage a été exercé pour chaque système avec d'abord une position la plus centrée possible, puis appliquant des forces excentriques.

[27] LAEDERACH V., ET AL., (2016).
[28] WIDMANN G., BALE R.J., (2006).

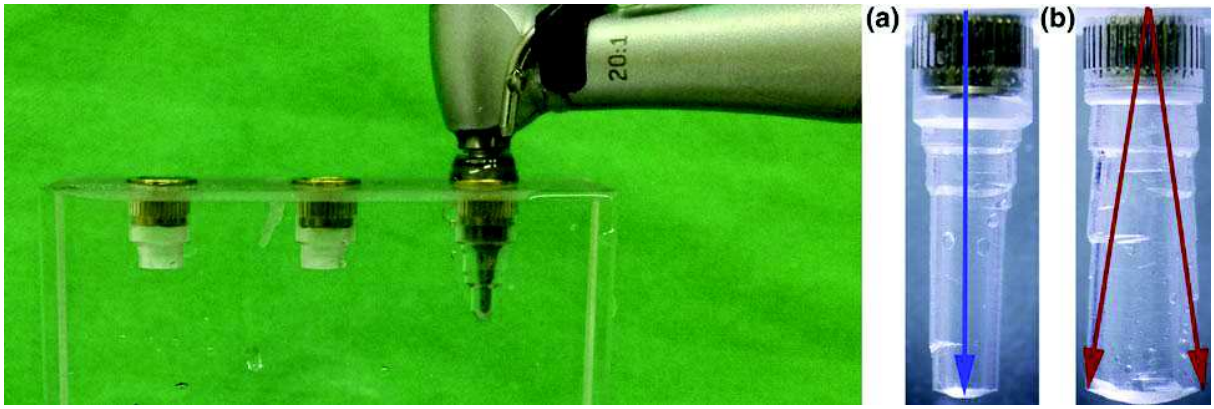


***Figure 17**: Image prise après le forage avec position centrée (a) et après force excentrée (b) (Laederach et al, 2016)*

Des images des boxes en plexiglass on été prises au microscope et les déviations axiale ont été calculées à partir du théorème de Pythagore. Les déviations apicales et coronales ont aussi été mesurées.

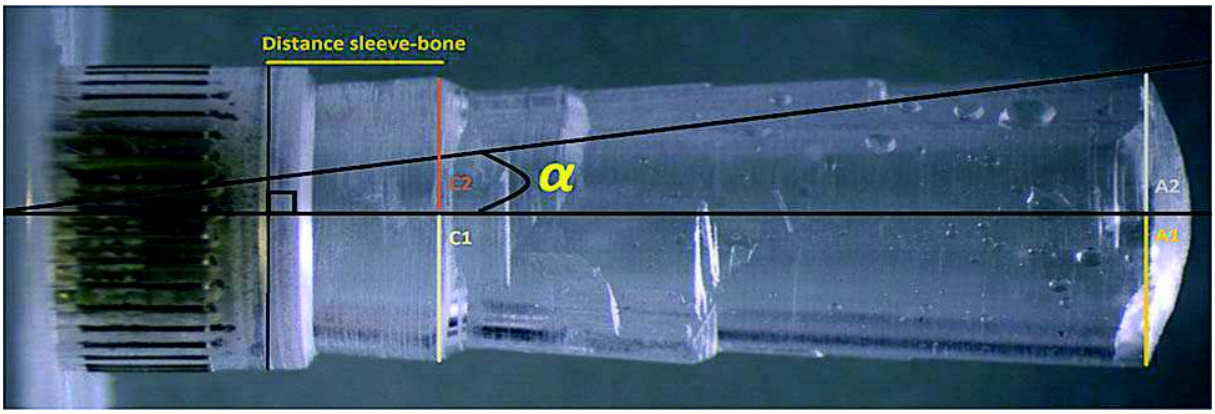


***Figure 18**: Mesures des déviations coronales et apicales selon la force exercée calculées grâce au théorème de Pythagore (Laederache et al, 2016)*

Des différences statistiquement significatives ont été relevées entre le forage exercé avec une force centrique et excentrique.

Il a été démontré ainsi qu'en fonction de la force exercée lors du forage des erreurs peuvent être réalisées. Nous démontrons aussi que les douilles des guides chirurgicaux peuvent avoir un impact sur la chirurgie implantaire.

PARTIE II : PRESENTATION DES 4 PRINCIPAUX SYSTEMES DE CHIRURGIE GUIDEE

1. NOBEL CLINICIAN (PROTOCOLE)

1.1. Réalisation du montage directeur

Les modèles d'études sont montés sur articulateur. Le montage directeur préfigure la prothèse d'usage, permettant ainsi d'évaluer le projet prothétique au niveau esthétique et fonctionnel. Ce montage directeur servira à la réalisation du guide radiologique.

1.2. Réalisation du guide radiologique

Ce guide sert à reproduire la surface des tissus mous, les dents ainsi que l'édentement lors de l'examen tomodensitométrique. Cette étape a une grande importance car le projet occlusal et le montage esthétique resteront les mêmes au niveau de la prothèse finale. Une bonne stabilité du guide est également recherchée.

Le plus souvent en résine acrylique radio transparente, le guide radiologique en bouche doit être positionné et stabilisé. Sa position est enregistrée par rapport aux dents antagonistes à l'aide d'un matériau pour l'enregistrement occlusal. C'est l'index de positionnement occlusal, qui permet alors de réaliser l'examen avec le guide en occlusion.

1.3. Réalisation du scanner

Deux examens scanner sont nécessaires. Il s'agit du protocole du double scannage ou de double acquisition.

Le premier scanner est réalisé avec le patient ayant en bouche le guide radiographique stabilisé en bonne position par l'index occlusal. Il apporte une image détaillée de l'os et du positionnement des repères radiologiques du guide radiographique.

Le deuxième scanner est réalisé sur le guide radiographique seul. Il assure une image détaillée du guide radiographique et des repères radiographiques dans sa structure. Cette acquisition devra se faire dans la même orientation que la précédente.

1.4. Planification

Les fichiers Dicom de cette double acquisition sont récupérés puis traités dans le logiciel Nobel Clinician[29].

Le logiciel permet de positionner le guide radiographique sur l'os alvéolaire tout en ménageant l'espace de l'épaisseur de la muqueuse et ainsi de mettre en place virtuellement les implants en adéquation avec le volume osseux disponible et la prothèse, représentée par le guide radiologique[30].

La planification aboutit aux choix du nombre d'implants, du diamètre, de la longueur et au type d'implants de la marque Nobel Biocare, Straumann ou Dentsply.

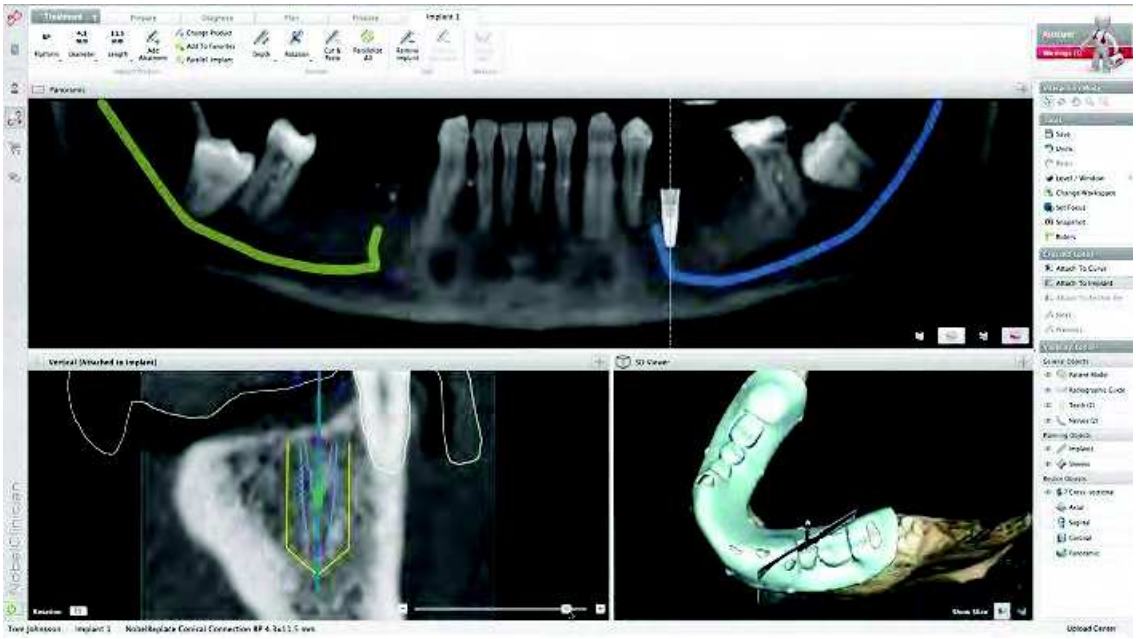


***Figure 19**: Capture d'écran du Logiciel Nobel Clinician*

(Cas clinique de NobelGuide® par Dr Dawood)

1.5. Fabrication du guide chirurgical

Une fois la planification validée, le fichier contenant toutes les informations est transmis en Suède et quelques jours plus tard le guide chirurgical et un duplicata, dans le cas d'une mise en charge immédiate, sont envoyés au praticien. Ce guide réalisé par stéréolithographie est à appui muqueux ou dentaire.

[29] DAAS M., DADA K., POSTAIRE M., VICAUD F., RAUX D., BRUTUS V., (2008).
[30] VAIDA C., MATTOUT P., LASCU L., (2006).

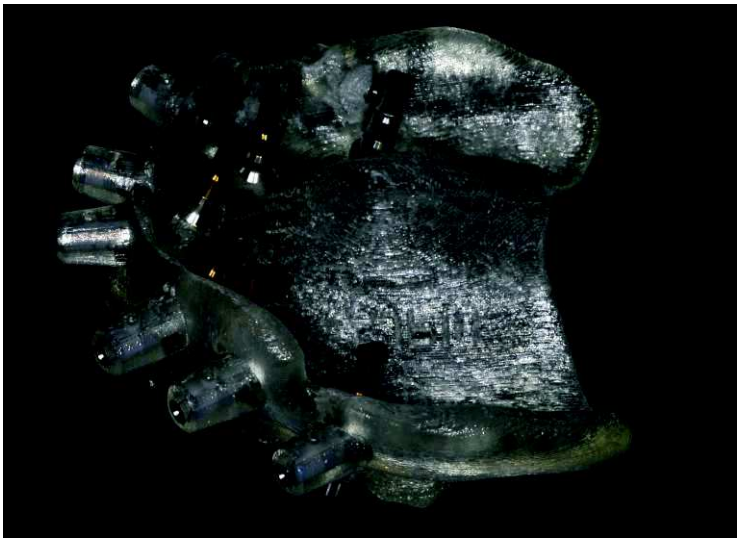


***Figure 20** : Guide chirurgical à appui muqueux (Cas clinique de NobelGuide® par Dr Dawood)*

1.6. Réalisation du maître modèle

Le guide chirurgical est envoyé au laboratoire. Il servira d'empreinte pour couler le modèle de travail. Il permettra ainsi de réaliser une prothèse provisoire qui sera ensuite transvissée le jour de la pose des implants. L'empreinte est coulée de manière conventionnelle en vue d'obtenir un modèle avec fausse gencive. Après mise en articulateur, un index d'occlusion en résine amovible est réalisé sur le guide chirurgical stéréolithographique. Cette clé va contribuer à un positionnement correct de ce guide en bouche.

1.7. Protocole opératoire[31]

- Réalisation d'une anesthésie locale
- Placement du guide en bouche, étape importante assuré par l'index d'occlusion.

***Figure 21** : Index d'occlusion (Dawwod)*

- Forage pour la mise en place de clavette au travers des canons de forage à 2000 tours/min selon le fabricant réalisé avec un foret de 1.5 mm de diamètre et 20 mm de long.
- Cales d'occlusion déposées

[31] DAWOOD A., (2012).

- Bistouri circulaire ou Tissu Punch, utilisé pour retirer une collerette de gencive.

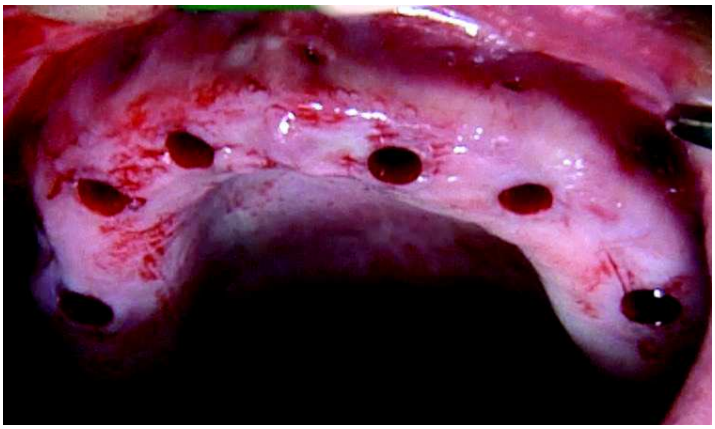


Figure 22 *: Technique Tissu Punch (Cas clinique de NobeLGuide® par Dr Dawood)*

- Séquence de passage des forets successifs, effectuée par ordre de diamètre croissant.
- Mise en place des implants munis de leur porte implant spécifique à l'aide d'un contre angle à vitesse de 20 à 30 tours/min.

Dans le cas où le vissage de l'implant bloque. Si la hauteur restante à mettre en place est importante on retire l'implant et on repasse le dernier foret ou on taraude. Si la hauteur restante est faible entre 1 mm et 2 mm, le vissage peut se terminer à la clé dynamométrique.

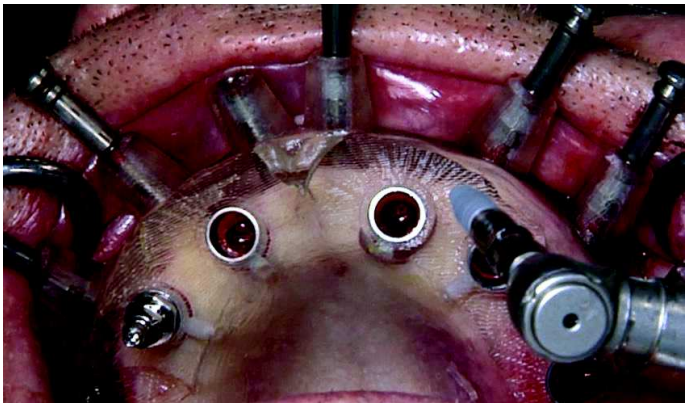


Figure 23*: Mise en place d'un implant Nobel à l'aide du guide chirurgical (Cas clinique de NobelGuide® par Dr Dawood)*

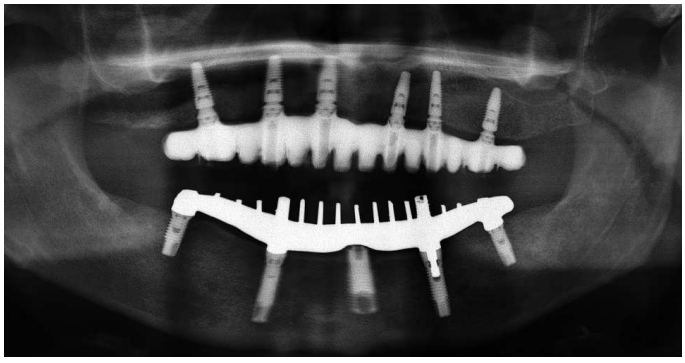


Figure 24 : *OPT de contrôle de la pose des implants (Cas clinique de NobelGuide® par Dr Dawood)*

- Les portes implants et les vis d'ancrage sont déposés ainsi que le guide chirurgical.
- Soit nous mettons en place les vis de cicatrisation soit une prothèse provisoire a été préparée, dans ce cas c'est une mise en charge immédiate.
- Mise en charge de la prothèse définitive après cicatrisation.

Figure 25 **:** *Mise en charge de la prothèse définitive (Cas clinique de NobelGuide® par Dr Dawood)*

2. SIMPLANT®

2.1. Plateforme et Logiciels

La plateforme Simplant® comprend trois éléments[32] :

1) Le logiciel de simulation implantaire Simplant®, qui permet une simulation virtuelle des futurs traitements implantaires.

Il existe différentes versions du logiciel Simplant® :

- **SimPlant View :** Elle permet uniquement de visualiser les cas cliniques traités avec une version plus évoluée de Simplant.
- **SimPlant Planner :** Version standard du logiciel, l'utilisateur peut faire sa planification, l'enregistrer et commander son guide chirurgical. Cependant, on ne peut pas importer les données du scanner et les exploiter directement, l'utilisateur doit passer par une société tierce ayant une version plus aboutie afin de convertir le fichier DICOM pour le rendre lisible sur le logiciel.
- **SimPlant Master :** Cette version permet uniquement d'importer les données du scanner, de les nettoyer et de faire une reconstitution 3D du projet. Elle est réservée à des radiologues ou des sociétés en charge de rendre le projet implantaire prêt à être exploitée par le chirurgien.

[32] ROSENFELD AL, MANDELARIS GA, TARDIEU PB, Part 1, (2006).

- **SimPlant Pro :** L'utilisateur de cette version a toutes les fonctions de Simplant Planner et Simplant Master. Il importe lui-même les données brutes du scanner, les nettoie et conçoit lui-même sa reconstitution 3D. Il peut ensuite effectuer sa simulation implantaire.
- **Module CMF :** C'est le module optionnel cranio-maxillo-facial s'intégrant à Simplant. Il est combiné à un module de céphalométrie en 3D. Grâce à ce module il est possible de simuler une chirurgie maxillo-faciale avec appareillages et d'effectuer une analyse céphalométrique complète.

2) **Les SurgiGuide :** ce sont des guides chirurgicaux fabriqués par un procédé de stéréo lithographie[33]. Ces guides sont issus de notre analyse avec le logiciel Simplant[34].

Il existe trois types de guides :

- **Pilot SurgiGuide** : permet uniquement le passage du premier foret pilote
- **Universal SurgiGuide** : assure le guidage des forets pour toutes les marques d'implants qui n'ont pas de trousse chirurgicale conçue spécialement pour la chirurgie guidée. La chirurgie sera réalisée avec la trousse Universal SurgiGuide. Cependant il n'existe aucun porte-implant qui permet de poser l'implant au travers de l'Universal SurgiGuide. Au dernier stade du protocole, il faut déposer le guide pour travailler à main levée. La pose de l'implant n'est plus guidée, une déviation axiale est possible.
- **SAFE SurgiGuide** : qui permet le guidage de la séquence complètedu forage avec le positionnement implantaire guidé et un contrôle de profondeur précis. Ce guide est compatible avec plusieurs trousses de chirurgie guidée spécifiques à plusieurs marques d'implants.

3) **L'immédiate smile :** Il permet au chirurgien dentiste d'obtenir une prothèse transitoire préfabriquée avant la chirurgie.

[33] ROSENFELD A. L., MANDERALIS G.A., TARDIEU P.B., (2006 b).
[34] ROSENFELD A. L., MANDERALIS G.A., TARDIEU P.B.,(2006 c).

2.2. Protocole

2.2.1. Réalisation du montage directeur

Un montage directeur préfigure les futures prothèses.

2.2.2. Réalisation du guide radiologique

La réalisation du guide radiologique doit suivre les recommandations Materialise. Les dosages et protocoles on été mis au point pour avoir un guide radiologique avec des résultats constants et de bonnes qualités.

Pour les guides à appui osseux et dentaire, le guide radiologique est réalisé de manière classique. Les dents sont radio opaques ou mélangées avec du sulfate de baryum et la plaque en résine est radio-transparente.

Pour le guide à appui muqueux, la plaque en résine doit être également radio opaque afin de déduire le contour des tissus mous sur le scanner. Ces informations servent à la fabrication du guide chirurgical à appui muqueux.

Au niveau de la plaque, le mélange de sulfate de baryum par rapport à la poudre de résine est de 10% en poids et de 30% au niveau des dents. Les dents du guide apparaitront très différenciées par rapport à la base en résine.

Depuis la version 12 de Simplant®, le fabricant propose un protocole de double acquisition scanner.

2.2.3. Réalisation du scanner

Le scanner peut être réalisé soit avec un protocole du double scannage soit avec une seule acquisition scanner.

2.2.4. Planification

Après le CBCT, les données sont enregistrées sur un moyen de stockage informatique (CD, DVD, clé USB). Elles sont ensuite transmises par le radiologue ou le praticien à un centre d'importation et de traitement des données agréé par Materialise, par e-mail ou par courrier. En effet, si le praticien dispose de la version Pro, il peut se passer d'un centre de traitement de données. Il traite alors ses propres données, gagnant du temps dans sa chaîne thérapeutique.

Ainsi, le praticien ou le centre de traitement nettoie les vues du scanner, de toutes les images parasites, tels que les projections de la branche montante de la mandibule, la colonne vertébrale, les dents antagonistes et les artéfacts des éléments métalliques en bouche. On effectue en dernier lieu une reconstitution en 3D à partir des données du scanner avec une différenciation nette du maxillaire, de la plaque base et des dents. C'est la segmentation.

Après cela le praticien peut procéder à la simulation implantaire.

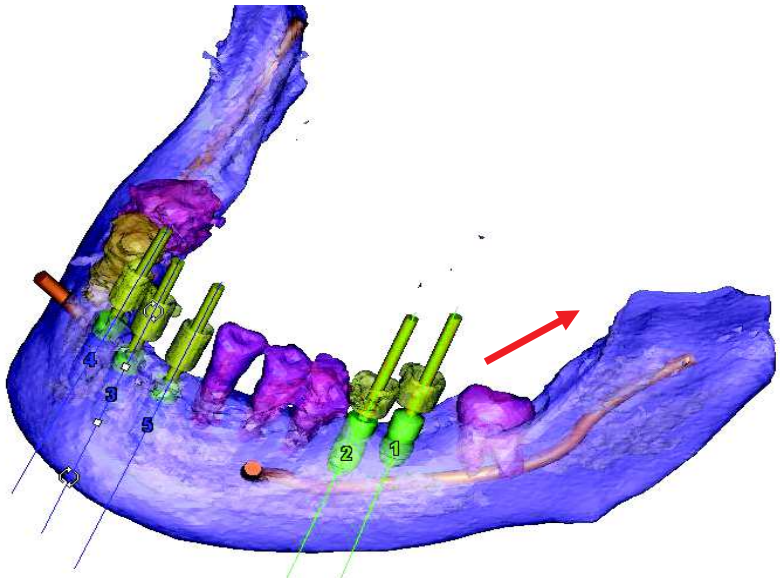


Figure 26: *Positionnement des implants sur le système Simplant (cabinet du Dr Hasson).*

Une fois la planification terminée, on commande le guide chirurgical à Matérialise depuis le logiciel Simplant. Toutes les données nécessaires à la conception du guide chirurgicale sur mesure seront envoyées.

2.2.5. Fabrication du guide chirurgical

Le guide chirurgical est fabriqué de façon stéréolithographique par la société Matérialise. Dans le cadre de la réalisation d'une mise en charge immédiate le praticien reçoit[35] :

- Le guide chirurgical stéréolithographique
- Un modèle anatomique, modèle stéréolithographique représentant les tissus osseux avec des aménagements au niveau des sites implantaires planifiés, qui vont recevoir les analogues d'implants.
- Une fausse gencive perforée au niveau des sites implantaires.
- Un duplicata de la prothèse scannée. Ce duplicata s'adapte au modèle anatomique pour monter les modèles sur articulateur. Il permet également au laboratoire de prothèse de fabriquer une prothèse provisoire fidèle à la planification.

[35] DAVARPANAH M., SZMUKLER-MONCLER S., DAVARPANAH K., RAJZBAUM P., (2011).

Si une mise en charge immédiate n'est pas prévue, le chirurgien reçoit uniquement le guide chirurgical avec une feuille de route qui détaille les caractéristiques des implants et la séquence de forage à l'aide de forets de diamètres déterminés.

Dans le cas d'un guide chirurgical à appui dento-muqueux, il est nécessaire d'envoyer le modèle d'étude en plâtre à Simplant. Ce modèle est scanné, la fusion optique du modèle en plâtre avec le scanner osseux permet d'optimiser la production du guide stéréolithographique.

2.2.6. Protocole opératoire

- Désinfection du guide à la chlorexidine.
- Anesthésie locale.
- Essayage du guide en bouche, qui doit être stable pour ne pas induire de déviations par rapport au projet initial.
- Maintien de la dimension verticale d'occlusion, par un mordu occlusal pendant la fixation du guide par des vis.
- Passage de la succession de forets selon la feuille de route, indiquant diamètre et longueur des forets. Butée, lorsque l'on arrive avec le dernier foret à la longueur prédéfinie. La longueur du foret intègre la longueur de l'implant, la hauteur de la gencive d'environ 3 mm et la hauteur du canon du guide chirurgica d'environ 5 mm.
- Taraudage en fonction de la densité osseuse.
- Mise en place de l'implant grâce au porte implant spécifique.
- Après la pose des implants, plusieurs solutions sont possibles. Soit, nous mettons en place des vis de cicatrisation. Soit, nous utilisons des vis de couverture et nous enfouissons les implants. Soit nous confectionnons une prothèse transitoire, en réalisant une empreinte à l'aide du guide chirurgical.
- Pose de la prothèse définitive.

3. Easyguide® (Keystone dental®)[36]

3.1. Réalisation du montage directeur

A la suite de la prise d'empreinte, les modèles d'études sont coulés en plâtre. Ils serviront à réaliser des cires de diagnostic qui seront montées en articulateur et préfigureront la future prothèse.

[36] BOUCHET H., FORTIN T., GUGLIELMI P-A., (2007).

3.2. Réalisation du guide radiologique

Réalisé à partir des cires de diagnostic, il est composé d'une base résine transparente et de dents résine radio opaque. La résine est rendue radio-opaque par l'adjonction de sulfate de baryum à hauteur de 30%, à la poudre. On peut également utiliser des dents du commerce radio-opaques.

Au guide radiologique est adjoint un système mécanique, un cube en résine « Cube X ». Ce marqueur X, placé sur le guide radiologique va servir de référentiel entre le planning numérique et la colonne de perçage robotisée, transformant le guide radiologique en guide chirurgical.

Ce marqueur ou cube de référence doit répondre aux caractéristiques suivantes :

- Etre dans le plan d'occlusion,
- Etre dans le plan sagittal médian,
- Laisser l'espace pour le passage de la lèvre,
- Avoir une liaison rigide et épaisse.

3.3. Réalisation du scanner

Le patient réalise le scanner, muni de son guide radiologique et d'un index occlusal permettant de stabiliser le guide. Une fois le guide radiologique en bouche, il est testé en occlusion.

3.4. Planification

Les fichiers Dicom sont directement convertis dans le logiciel Easyguide®. Les données des coupes axiales peuvent être directement lues et exploitées par le logiciel. Aucun traitement d'images comme la segmentation n'est nécessaire au préalable.

Le système Easyguide® est compatible avec tous les systèmes qui possèdent une trousse chirurgicale de chirurgie guidée.

Le chirurgien réalise son étude pré-implantaire en fonction des impératifs prothétiques et du niveau osseux disponible. Une fois terminée la planification sous clés USB ou CD, le guide radiologique muni du marqueur X[37] et le modèle en plâtre sont envoyés par voie postal chez Keystone dental®.

[37] FORTIN T., CHAMPLEBOUX G., LORMEE J., COUDERT J.L., (2000).

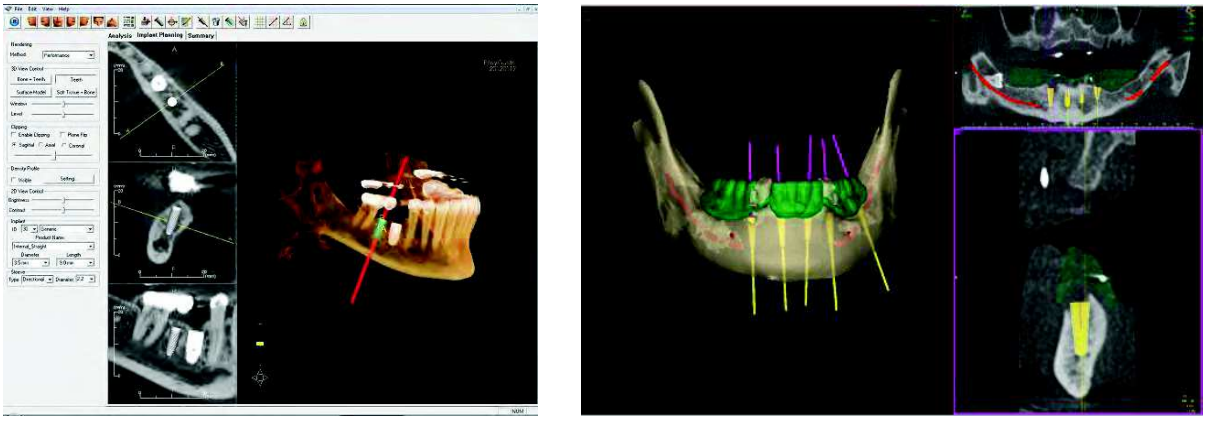


Figure 27: *Capture d'écran Logiciel EasyGuide (Cas clinique du Dr Juan Pedro Mazon Esteve).*

3.5. Fabrication du guide chirurgical

Le guide radiologique est transformé en guide chirurgical par un robot de perçage[38]. Le robot perce le guide radiologique ainsi que le modèle en plâtre conformément aux données de la planification, afin d'y matérialiser la position et l'axe de l'implant. C'est le marqueur X qui sert de référentiel mécanique à la colonne de perçage. La position des implants sur le planning numérique est déterminée en fonction de l'image du cube X sur le scanner.

Le transfert des axes déterminés sur le logiciel, vers le bras mécanique, est rendu possible par les tubes en titanes inclus dans le cube X. Ce tube est placé dans le logement prévu à la base du bras.

Figure 28a et b: *Guide radiologique EasyGuide avec le marqueur X (Cas clinique du Dr Jean Rieux).*

La précision du transfert des axes est submillimétriques, à savoir 0,20 mm en translation et 1 degré en rotation[39].

La gouttière est percée selon l'axe et la position des implants, programmés lors de la planification sur le logiciel. Le modèle est percé suivant le diamètre des analogues de la marque d'implant utilisé. Le modèle est transformé en modèle de travail, sur lequel les piliers et la prothèse transitoire peuvent être réalisés avant la chirurgie.

[38] FORTIN T., BOUCHET H., CHAMPLEBOUX G., BUATOIS H., VALOIS C., KHAMES K., CHA-VRIER C., COUDERT J.L., (2002).
[39] Idem

Le guide permet l'utilisation de tous les forets, du pilote au porte implant. Le guide contient des cylindres de guidage qui vont recevoir des cuillères adaptés aux diamètres des forets. Le contrôle de la profondeur du forage est réalisé par la butée du foret, sur la cuillère positionnée sur le cylindre de guidage.

3.6. Protocole opératoire

- Le chirurgien reçoit le guide chirurgical et le modèle de travail percé.
- Le guide chirurgical est positionné en bouche et immobilisé par les dents résiduelles. Dans le cas d'un édentement complet, l'immobilisation s'effectue par des vis d'ostéosynthèse qui le stabilise.
- Passage des forets selon la séquence prévue.
- Mise en place des implants au travers du guide.
- Si une mise en charge immédiate est prévue, le prothésiste réalise une prothèse transitoire sur le modèle de travail. Les piliers sont vissés sur les implants. La prothèse est mise en place et solidarisée aux piliers, par de la résine auto-polymérisante. Après polymérisation, la prothèse est dévissée. Les étapes de finition sont exécutées au laboratoire, après polissage, vissage de la prothèse et contrôle de l'occlusion.

4. Skyplanx®

4.1. Logiciels

Le logiciel de planification implantaire de Skyplanx® est un logiciel ouvert. Il permet la planification d'implants de différentes marques. Il permet la gestion du format Dicom, l'appréciation nette des structures anatomiques, les mesures de densité, une reconstruction 3D, l'accès à une bibliothèque d'implants, une simulation de positionnement d'implants en 3D, et une exportation de la planification permettant la fabrication d'un guide chirurgical.

Il existe trois versions du logiciel Skyplanx® :

- La version complète Skyplanx, dont l'installation se fait par DVD-ROM, regroupe toutes les fonctionnalités nécessaires au laboratoire et au praticien.
- La version Skyplanx Doctor est la version limitée à la planification pour le praticien. Cela permet un coût réduit pour le chirurgien. Le praticien doit alors envoyer la planification au laboratoire qui a la version complète de Skyplanx®, version indispensable pour la fabrication du guide chirurgical. Mais cela implique que le praticien est dépendant du laboratoire. De plus, les fichiers Dicom doivent être au préalable envoyés au laboratoire pour pouvoir être importés dans la base de données.

- La version SkyplanxEasy est une extension proposant une interface utilisateur simplifiée pour réaliser une planification implantaire. Elle propose un transfert automatique du fichier Dicom, une création automatique d'une fiche patient, un guidage étape par étape, une segmentation automatique, une détection automatique du canal dentaire inférieur et une possibilité de contrôle et de correction dans Skyplanx® standard.

  Cette version facilite la procédure mais lors des simulations la détection du nerf dentaire inférieure n'est pas toujours exacte. Une correction manuelle et un ajustement de la segmentation et de la planification doit alors se faire. Malgré les risques d'erreurs et d'imprécisions de planification, celle-ci se fera plus rapidement accompagnée d'une simplification de la procédure.

4.2. Montage directeur[40]

La réalisation d'un projet prothétique s'inscrit dans la démarche de réalisation d'une prothèse implanto-portée fonctionnelle et esthétique. C'est une étape indispensable pour les guides radiologiques et chirurgicaux. Le montage directeur est fait par wax-up ou à partir de cires préformées. La mise en articulateur permet de valider le projet avec le patient par une analyse esthétique qui mesure l'épaisseur des gencives, la ligne du sourire ainsi que le soutien de la lèvre. Elle permet surtout d'appréhender les difficultés, rechercher les rapports dento-dentaires, l'occlusion statique et dynamique.

4.3. Réalisation du guide radiologique[41]

Le guide radiologique est en général fabriqué à partir du montage directeur.

- Isomoulage du projet prothétique à l'aide d'une clé en silicone
- Injection de résine radio-opaque dans cette clé.
- Le projet prothétique en résine est mis en place sur le modèle et réalisation des finitions.
- Le guide radiologique est thermoformé et renforcé par de la résine.
- Les pins sont fixés sur la plaque et l'ensemble est solidarisé au guide par les pins.
- Finitions de la plaque pour une meilleure insertion en bouche.

Le guide radiologique comporte donc une plaque de transfert, qui correspond au plan de référence prothétique, et un tripode de numérisation que sont les trois pins radio-opaques solidarisés au guide formant un triangle.

Les pins forment un tripode de numérisation qui matérialise le plan de référence lors de la planification. Le tripode de numérisation doit être complet et être entièrement dans la zone d'acquisition pour pouvoir être utilisés comme des repère lors de la planification.
Le module SKY5X du logiciel Skyplanx® permet d'identifier les pins radio-opaques du tripode de numérisation ce qui permet de définir le plan de référence virtuel. Ce module

[40] MISSIKA P., BERT M., and BUSSAC G., (1998).
[41] HASSON N., (2013).

exporte alors la planification des douilles de forage sous forme de coordonnées adaptée à la table de montage SKY5X associée.

4.4. Réalisation du scanner

Le scanner se fait avec la mise en place du guide radiologique dans la bouche du patient. La position du guide radiologique est très importante car il définit le plan de référence grâce au tripode de numérisation.

4.5. Planification

Après démarrage et importation du fichier Dicom, le logiciel analyse l'image 3D et repère les obstacles anatomiques permettant d'évaluer la situation clinique du site et d'avoir une vision globale des volumes osseux.

- Au maxillaire la planification permet d'évaluer la proximité des sinus maxillaires et des fosses nasales.
- A la mandibule, on cherchera le canal dentaire. Il s'agit de l'obstacle principal à la mandibule qui contient le paquet vasculo-nerveux alvéolaire inférieur ayant pour rôle de vasculariser et assurer la sensibilité des dents et de la lèvre inférieure. Ce canal mesure environ 2 mm de diamètre, mis en évidence par un tracé de couleur pour bien visualiser son trajet. Il peut être identifié automatiquement par le logiciel grâce aux contrastes, mais des erreurs existent, ou manuellement en plaçant la courbe panoramique ainsi que 6 à 8 points le long du canal.
- D'autres éléments pathologiques peuvent apparaître.

4.5.1. Segmentation [42]

La segmentation n'est pas une étape obligatoire mais elle permet de supprimer les volumes dentaires et osseux de l'arcade antagoniste et donc d'éliminer certains artefacts. La segmentation permet de séparer les différentes structures osseuses et dentaires. Les structures osseuses ayant les mêmes densités seront définies par une même couleur.

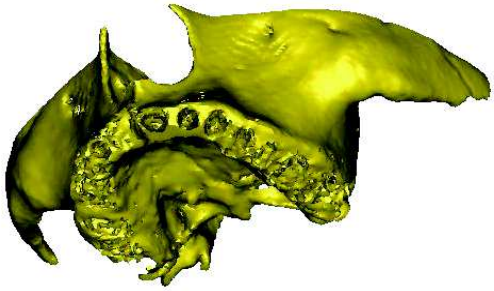


***Figure 29** : Segmentation des structures osseuses (cabinet du Dr Hasson)*

[42] SEBAN A. and BONNAUD P., (2009).

Les structures dentaires étant reconnues par la même densité seront définies par une autre couleur.

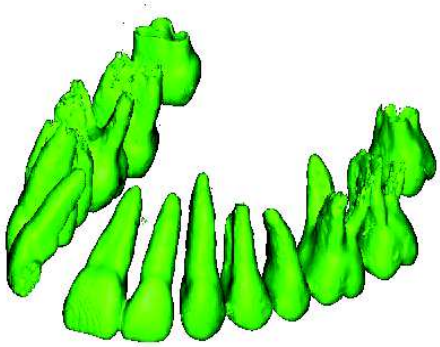


Figure 30: *Segmentation des structures dentaires (Cabinet du Dr Hasson)*

Le praticien peut ainsi grâce à son curseur, sélectionner ce qui l'intéresse et éliminer les structures ne servant pas à la fabrication du guide, comme les structures osseuses telles que les ramus ou les tubérosités.

Avant de réaliser la segmentation, il ne faut pas oublier d'ajuster la courbe panoramique à la forme de l'arcade.

4.5.2. Simulation des implants

Après avoir choisi les implants selon la situation clinique dans la bibliothèque de données d'implants, il faut choisir des positions et des axes dans les 3 plans de l'espace en le déplaçant verticalement et horizontalement.

Il faudra réaliser un contrôle 3D, qui offre une vue d'ensemble, mais aussi vérifier les positions et axes implant par implant. Le praticien pourra même choisir les piliers, dans les bases de données Skyplanx, adaptés à la situation clinique.

4.6. Fabrication du guide chirurgical

Le guide chirurgical peut être fabriqué avec la table de montage paramétrée.

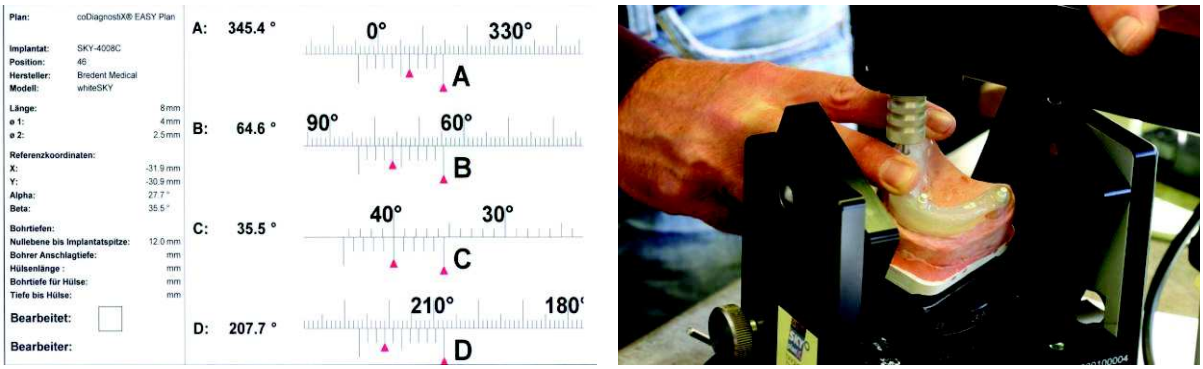


Figure 31*: Table de montage paramétrée (Cabinet du Dr Hasson)*

Il est aussi possible de transformer le guide radiologique en retirant la plaque de transfert et en le perçant grâce à la table de forage.

4.7. Protocole opératoire (et système de stabilisation)[43]

- Mise en place du guide chirurgical sur l'arcade. On vérifie la stabilité du guide chirurgical et l'absence de bascule.

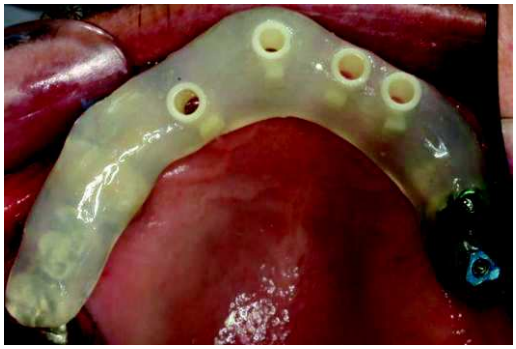


Figure 32: *Mise en place du guide chirurgical (cas clinque du Dr Hasson)*

- Maintien de la dimension vertical d'occlusion, par un mordu occlusal pendant la fixation du guide par des vis.

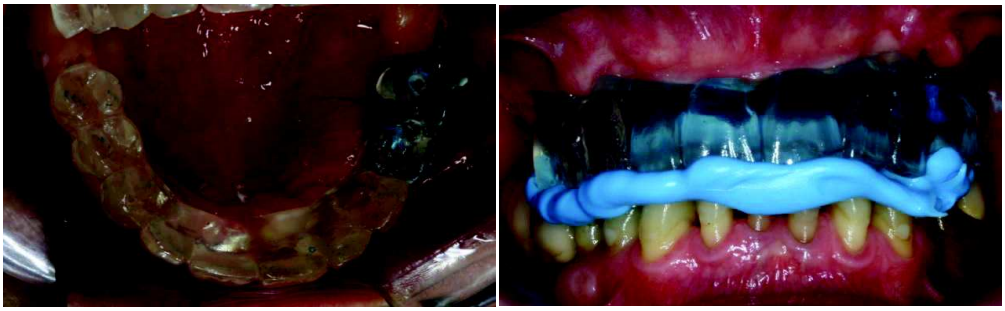


Figure 33: *Mordu occlusal pour le maintien de la dimension vertical (Cas clinique du Dr Hasson)*

- Passage de la succession de forets selon la feuille de route, indiquant le diamètre et la longueur des forets.
- Forage initial avec le foret pilote de 800 à 1000 tours par minute, qui permet de donner la profondeur voulue du site osseux receveur.
- Forages intermédiaires entre 500 et 800 tours par minute selon la technique alternée.
- Forages terminaux. Il y aura une butée, lorsque l'on arrive avec le dernier foret à la longueur prédéfinie.

[43] DAVARPANAH M., SZMUKLER-MONCLER S., DAVARPANAH K., RAJZBAUM P., (2011).

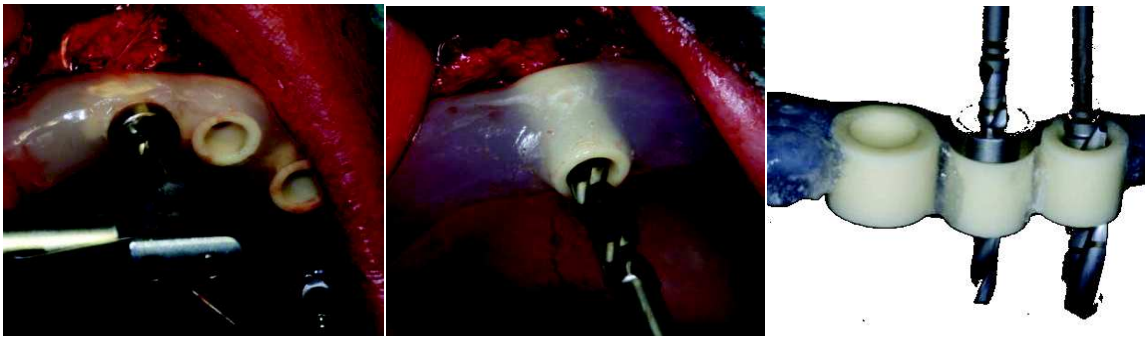


Figure 34: *Passage de la succession des forets (Cas clinique du Dr Hasson)*

- Taraudage en fonction de la densité osseuse.

- Mise en place de l'implant grâce au porte implant spécifique. Le guide chirurgical est retiré et l'implant est ensuite vissé jusqu'au ras de l'os ou légèrement en dessous avec un tournevis ou un élément intermédiaire. L'implant est monté sur un contre-angle réducteur pour ne pas dépasser 15 tours par minute.

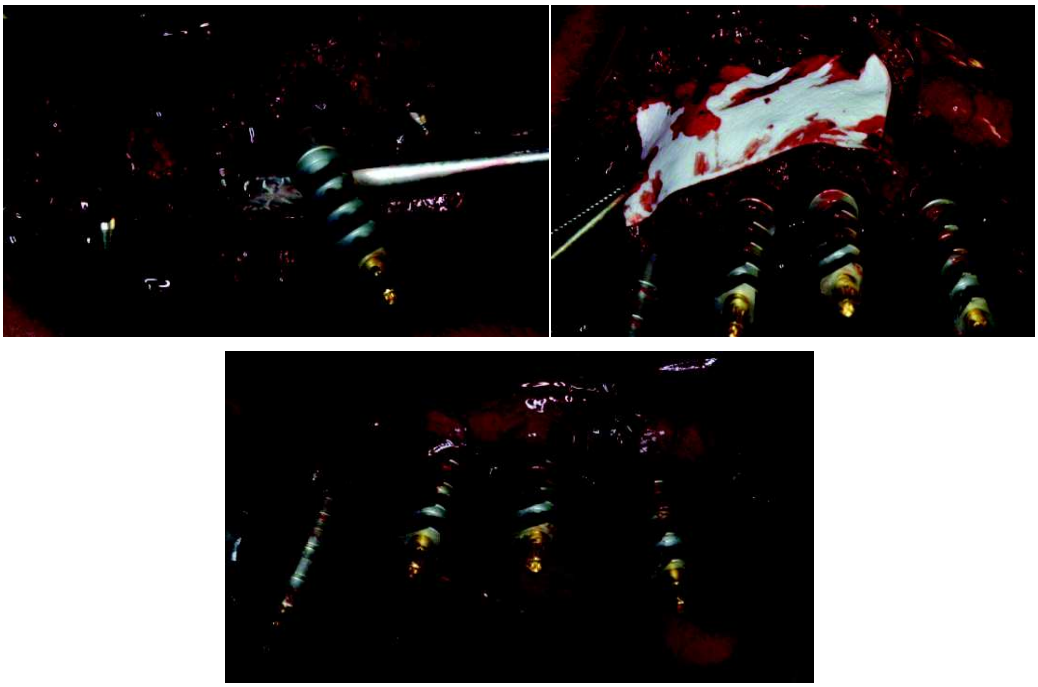


Figure 35*: Pose des implants (Cas clinique du Dr Hasson)*

- Après pose des implants, trois possibilités s'offrent à nous, à savoir mettre en place,
  - des vis de cicatrisation,
  - des vis de couverture et enfouir les implants,
  - une prothèse transitoire.

  Si nous nous dirigeons vers une prothèse provisoire nous réalisons une empreinte à l'aide du guide chirurgical.

***Figure 36**: Empreinte en vue de la réalisation d'une prothèse transitoire (Cas clinique du Dr Hasson)*

***Figure 37**: Prothèse sur implants transitoire (Cas clinique du Dr Hasson)*

***Figure 38**: Pose de la prothèse transitoire (Cas clinique du Dr Hasson)*

- Pose de la prothèse définitive.

***Figure 39**: Prothèse définitive sur implants (Cas clinique du Dr Hasson)*

- Système de stabilisation[44]

Pour stabiliser le guide chirurgical, il est possible d'utiliser le tripode de stabilisation constitué de 3 mini-implants provisoires répartis sur l'arcade, de manière à obtenir un tripode stable. On peut clipser les guides chirurgicaux sur ces mini-implants comme des boutons de pression. Cela permet un positionnement stable, précis et reproductible entre le patient et le modèle. Cette action implique une précision du guidage implantaire ainsi qu'un respect de l'occlusion et de la dimension verticale. Ce système est utilisé en l'absence de support dentaire adéquat.

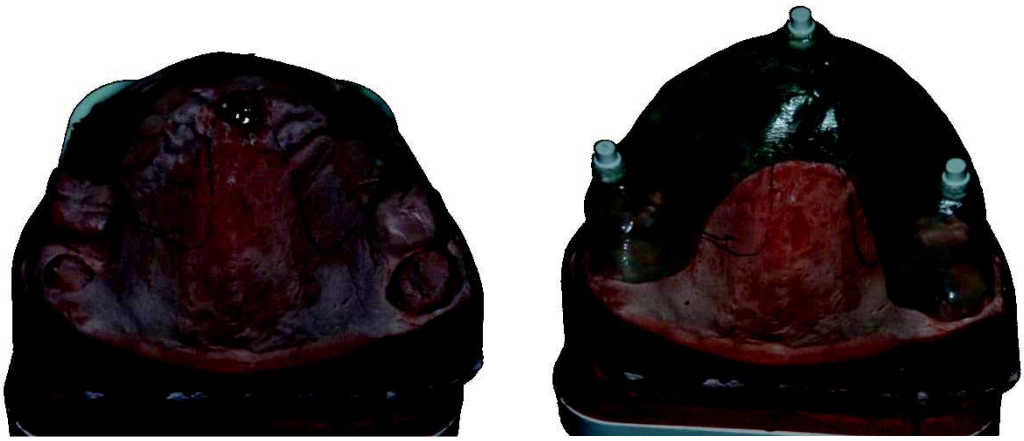


Figure 40: *Système du tripode de stabilisation (Cas Clinique du Dr Hasson)*

Cependant, il existe un risque d'interférences avec les implants définitifs. Il faudra compter des couts supplémentaires pour les mini-implants et ajouter un temps opératoire pour leurs poses et leurs déposes.

[44] WICHMANN M., BERGLER M., and HOLST S., (2005).

5. Synthèse comparative des 4 systèmes

	Nobelguide	Simplant	Easyguide	Skyplanx
Conception du guide radiologique	Dents et plaque résine radio-transparentes.	Dents et plaque résine : - Radio-transparentes - Radio-opaques.	Dents radio-opaques et plaque résine radio-transparente.	X-Resin CT-DVTR, X- connector ou X-RESIN Flow radio-opaque Tripode de numérisation: trois pins radio-opaques.
Radiographie (Scanner)	Technique du « Dual Scan ».	Technique du « Dual scan » (résine radio-opaque) ou un seul scanner.	Technique avec un seul scanner.	Technique du Dual scan ou un seul scanner.
Planification du guide	Compatible avec les implants Nobel, Straumann et Dentsply.	Safe surgiguide est compatible avec toutes les marques qui possèdent une trousse de chirurgie guidée. Universal surgiguide est compatible avec toutes les marques d'implants référencés dans la bibliothèque Simplant, trousse chirurgicale universelle de Simplant.	Compatible avec les implants Keystone dental et toutes les marques qui possèdent une trousse de chirurgie guidée.	Compatible avec les implants de la bibliothèque Skyplanx contenant 75 systèmes implantaires soit environ 2000 implants.
Fabrication du guide chirurgical	Par stéréolithographie.	Par stéréolithographie.	Transformation du guide radiologique à l'aide du Cube X et la colonne de perçage robotisée.	Fabrication grâce à une table de montage paramétrée, ou Fabrication par transformation du guide radiologique.
Chirurgie guidée protocole	Un guide chirurgical permet le passage de la séquence complète des forets et la mise en place des implants. Chirurgie sans lambeau.	Un guide chirurgical permet le passage de la séquence complète des forets et implants. Chirurgie avec ou sans lambeau.	Un guide chirurgical permet le passage des forets et implants. Chirurgie sans lambeau.	Un guide chirurgical permet le passage des forets et implants. Chirurgie avec ou sans lambeau.
Types de guides chirurgicaux	Guides à appuis muqueux, dento-muqueux ou dentaire.	Guide à appuis muqueux, dento-muqueux ou osseux, ou de régularisation de crêtes.	Guide à appuis muqueux ou dento-muqueux.	Guides à appuis muqueux, dento-muqueux ou dentaire.

Documentation personnelle

6. Avantages et inconvénients des Systèmes[45] [46]

6.1. Simplant

Avantages	Inconvénients
➢ Possibilité d'utiliser plusieurs marques d'implants. ➢ Examen et scanner moins contraignant, pas nécessaire de réaliser un double scan[47]. ➢ Pour les édentements partiels avec guide à appuis dentaire, ajustage en bouche parfait, car un maître modèle est envoyé lors de la planification. Il est scanné et superposé au scanner maxillaire du patient. Ce qui permet d'éliminer les artéfacts provenant de l'émail des dents naturelles. Au niveau de l'émail très dense un surcontour apparaît. Cet artefact est gommé par la technique de superposition du maître modèle. Le guide est de surcroit beaucoup plus précis. ➢ Réalisation de guide de réduction osseux pour régulariser la crête. ➢ C'est le seul à proposer un guide à appui osseux.	➢ Réalisation d'une segmentation des données pour avoir des images propres

Documentation personnelle

6.2. NobelClinician®

Avantages	Inconvénients
➢ La version actuelle permet d'utiliser la bibliothèque des implants Straumann et Dentsply. Cependant, elle ne permet pas la chirurgie guidée avec ces deux systèmes. ➢ Logiciel convivial. ➢ La trousse de chirurgie guidée présente une irrigation interne pour éviter l'échauffement des forets dans le guide chirurgical. ➢ Possibilité de partager une planification et de demander l'avis d'un confrère.	➢ Ne permet d'utiliser que des implants de la marque Nobel. ➢ Pas de guides à appui osseux.

Documentation personnelle

[45] VALENTE F., SCHIROLI G., SBRENNA A., (2009).
[46] TARDIEU P.B., PATTIJN V., GLOR F., (2004).
[47] ROSENFELD AL., MANDELARIS G.A., TARDIEU P.B., (2006 a).

6.3. Easyguide®

Avantages	Inconvénients
➢ Permet un libre choix de la marque implantaire. ➢ Le X Cube, qui sert à la transformation du guide radiologique en guide chirurgical diminue le risque d'erreurs de la transmission des informations de la planification au guide chirurgical. ➢ Le guide radiologique est transformé en guide chirurgical par simple perçage. Il n'y a pas de perte d'information entre les données permettant l'acquisition du scanner et les données en bouche, puisqu'il n'y a pas de nouvelle confection de gouttière à partir de l'imagerie. Ce qui implique une grande précision.	➢ Peu de recul sur le système ➢ Service après vente peu connu ➢ Pas de guide à appui osseux

Documentation personnelle

6.4. Skyplanx®

Avantages	Inconvénients
➢ Fabrication locale par le laboratoire de proximité ou dans le cabinet même. ➢ Possibilité de fabrication de prothèse immédiate, de manière traditionnelle. ➢ Pas d'investissement important en CFAO.	➢ Nécessite de faire l'acquisition 3D avec un guide radiologique comportant une plaque de transfert et des pins radio-opaques. ➢ Apprentissage nécessaire des procédures de laboratoire pour la fabrication des guides radiologiques et chirurgicaux ➢ Temps de laboratoire important.

Documentation personnelle

PARTIE III : LES DIFFERNTS TYPES D'ARTEFACTS ET LA PRECISION EN IMAGERIE SCANNER

Nous distinguons d'une part, différents types d'artéfacts en imagerie scanner comme les artéfacts cinétiques, le volume partiel ou encore le durcissement de faisceau et artéfacts métalliques et d'autres part nous rencontrons des problématiques mécaniques de technique de traitement d'images.

1. ARTEFACTS CINETIQUES

L'artéfact cinétique correspond au dédoublement des structures. Cela est dû à la résolution temporelle et donc l'acquisition spatiale.

Le terme de résolution temporelle est employé pour définir le temps de l'acquisition des images nécessaires à la reconstruction tomographique d'une coupe. Plus la résolution temporelle est bonne et plus le temps de l'acquisition des images pourra être rapide. Le scanner médical FlashCT2 de Siemens est actuellement le plus rapide du marché, sa résolution temporelle est 75ms.
La vitesse d'acquisition d'un tomographe est distincte de la résolution temporelle. Elle tient également compte de la notion de distance. Le FlashCT2 de Siemens permet l'acquisition d'image à la vitesse de 45.8cm/s. Une personne de 2m peut donc être scannée en moins de 5s alors que pour un CBCT l'acquisition se fera en plus de 25 secondes[48].

Les artefacts cinétiques alors dérivent des mouvements du patient au moment de la prise de la radiographie. Ces mouvements peuvent être importants pour le rendu, même s'ils sont imperceptibles pendant l'examen. Un déplacement d'un millimètre, dû à la respiration du patient, peut rendre ingérable le positionnement d'un implant dans un os de volume limité.

Les études concernant la précision des CBCT réalisés sur des cadavres ne peuvent pas être retenues pour se faire une idée de la précision des guides chirurgicaux[49].

L'artéfact de mouvement est dû à un désalignement entre la source, l'objet et le détecteur. Dans la plupart des cas il est du au déplacement de l'objet et donc du patient pendant la séquence d'acquisition. Ils s'expriment sur l'image par un dédoublement des contours des différentes structures. La définition de l'image est alors dégradée par un flou cinétique important qui peut parfois être responsable de mesures erronées. Ces artéfacts cinétiques sont plus fréquents au CBCT qu'au scanner du fait des temps de pose plus longs, jusqu'à 30 secondes.

Figure 41 **:** *Artéfacts de mouvement sur un scanner (N. Bellaiche, 2014)*

[48] MARCHADIER A., (2011).
[49] PETTERSSON, A., ET AL, (2010).

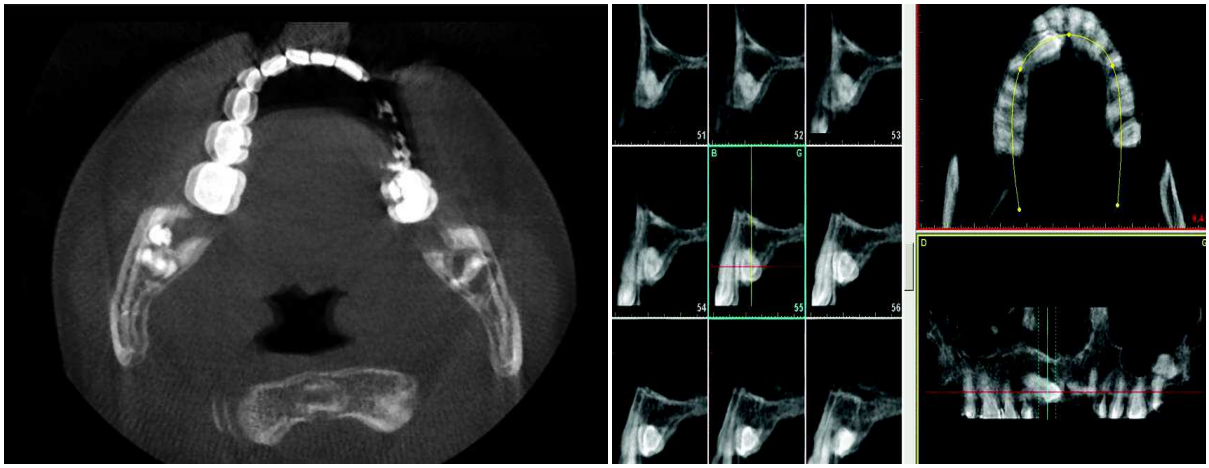


Figure 42: *Artéfact de mouvement sur un Cone Beam: document donné par le Dr GROS à gauche (UF8609, Radiologie, HUS) et à droite :N. Bellaiche, 2014.*

Les différentes origines des mouvements sont :

- Les mouvements d'origine physiologique

Mouvements liés à la respiration.
Mouvements cardiaques.

- Les mouvements volontaires

Liés à la déglutition
Lié au positionnement du patient

Les moyens permettant de réduire les artéfacts cinétiques, sont :

- des moyens de contention efficaces afin de limiter les mouvements de la tête du patient, tels que, des appuis ou « scratch » frontaux et occipitaux, éventuellement une pièce à mordre pour limiter les mouvements de la mandibule et éviter la superposition entre maxillaire et mandibule lors de la fermeture buccale. Notons, que l'immobilité du patient est nettement meilleure quand celui-ci est allongé, 95% des images avec des artéfacts imperceptibles, plutôt que debout ou assis, 68% des images avec des artéfacts imperceptibles[50].
- un temps d'acquisition le plus court possible, mais difficile pour le CBCT. Les constructeurs cherchent actuellement à améliorer ce point.
- une coopération du patient pour limiter les mouvements de déglutition voire la respiration quand le temps de pose est court. Il faudra bien expliquer au patient qu'il ne faut pas déglutit ni bouger pendant la prise radiographique.

Il faut noter que pour des patients très jeunes qui ne coopèrent pas, ou atteints de troubles neurologiques, comme la maladie de Parkinson et si leur mouvements rendent la lecture de l'examen CBCT impossible[51], il est préférable de prescrire d'emblée en première attention un examen scanographique à temps de prise ultra court de 1à 4 secondes.
Cependant si les flous cinétiques sont localisés seulement à une portion d'arcade du CBCT et que l'exploration porte sur une partie exempte d'artéfacts, l'examen peut être validé.

[50] NARD C., BORRI C., REGINI F., CALISTRI L., CASTELLANI A., LORINI C., COLAGRANDE S. (2015).
[51] NARD C., BORRI C., REGINI F., CALISTRI L., CASTELLANI A., LORINI C., COLAGRANDE S. (2015).

Enfin, les artéfacts cinétiques amplifient les artéfacts métalliques et inversement : les deux types d'artéfacts se potentialisent.

2. L'EFFET DE VOLUME PARTIEL

L'effet de volume partiel apparait lorsque la résolution spatiale ne permet pas de résoudre les différents éléments compris dans une région, appelée voxel.

Le volume étudié est composé de voxels dont le côté est de la taille d'un pixel, mesuré en micromètres (µm), chaque voxel obtenu mesurant, selon les protocoles, entre 70 et 500 µm de côté (taille du pixel).
Les voxels obtenus en CBCT sont dits isotropes ou isométriques. Ceci signifie que leurs côtés sont de même dimension, en d'autres termes que chaque voxel est cubique, quelle que soit l'orientation des reconstructions dans les trois dimensions de l'espace, d'où l'avantage géométrique déterminant sur le scanner, dont les voxels de reconstruction sont parallélépipédiques, anisotropes, induisant une relative déformation des images reconstruites. Certains scanners de dernière génération permettent cependant d'obtenir des voxels isotropes, au prix d'une augmentation de la dose délivrée.[52].

Selon Dillenseger et Moerschel (2009), plus le volume est faible, meilleur sera l'échantillonnage tridimensionnel et la résolution spatiale peut ainsi être potentiellement élevée. Pour diminuer la taille du voxel on peut soit :

- diminuer la taille du champ de vue et augmenter la taille de la matrice avec des pixels de tailles réduites.
- soit diminuer l'épaisseur de coupe ce qui diminuera l'effet de volume partiel.

D'autre part la résolution de contraste d'une coupe radiologique est directement liée à la quantité de signal contenue dans un voxel. La résolution en contraste est proportionnelle aux dimensions du voxel et pour augmenter le voxel il faudra épaissir la coupe soit augmenter la taille du pixel.Toute modification de paramètre permettant l'amélioration de la résolution spatiale entraîne inévitablement une diminution de la résolution de contraste donc susceptible d'entrainer des effets de volume partiel aux limites des voxels. Seule une amélioration du signal par le constructeur permettra de dépasser cette limite qui ne devra pas se faire au dépend du patient.

3. ARTEFACTS DE DURCISSEMENT DE FAISCEAU OU BEAM HARDENING (BH)[53]

L'artefact le plus courant en scanner est le "Beam Hardening". Son effet dans les images se manifeste par un rehaussement de l'intensité sur les bords des objets par rapport au centre. Cet artéfact correspond à des zones noires ou des stries autour de structures denses tel que les os par exemple.

Les artefacts de durcissement se manifestent par une image radiographique sombre. Ils sont dus au fait que le spectre de rayons est polychromatique comme au scanner, et qu'il est donc

[52] BELLAICHE N., (2014).
[53] SCHULZE R., HEIL U., GROB D., BRUELLMANN D., DRANISCHNIKOW E., SCHWANECKE U., SCHOEME E., (2011).

atténué différemment en fonction de l'objet, du faisceau et de la direction de projection. Ce qui implique une augmentation variable de l'énergie moyenne du spectre quand celui-ci rencontre des objets épais et crée un durcissement du faisceau[54]. L'image est alors modifiée par rapport à la « réalité » car la zone adjacente est frappée par un faisceau de forte énergie. L'objet, qui se trouve derrière l'objet épais, est moins atténuant et apparaît noir.

Dans le cas de sources X polychromatiques, cet artefact peut être limité en filtrant le faisceau. En supprimant les basses énergies par filtration, on rend plus "dure" le faisceau, avant qu'il ne traverse l'objet. On utilise pour cela des pièces de métal, en aluminium, en cuivre ou en tungsten, que l'on place entre le tube et l'objet scanné. Cette filtration supprime les basses énergies et limite le "Beam Hardening" mais limite aussi la quantité de photons pour les autres énergies. La conséquence directe est une augmentation du bruit global et des temps d'acquisition.

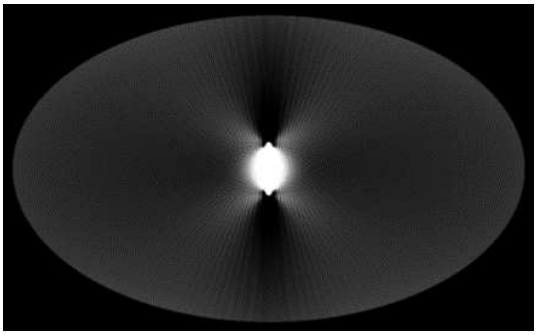


Figure 43 **:** *Effet du Beam Hardening (N.Bellaiche, 2014)*

Cet artefact est particulièrement visible entre deux implants, mais aussi lorsqu'il y a présence d'une obturation en contact avec une dent adjacente, à la jonction émail-cément, donnant l'impression d'une cavité qui n'existe pas dans la réalité.

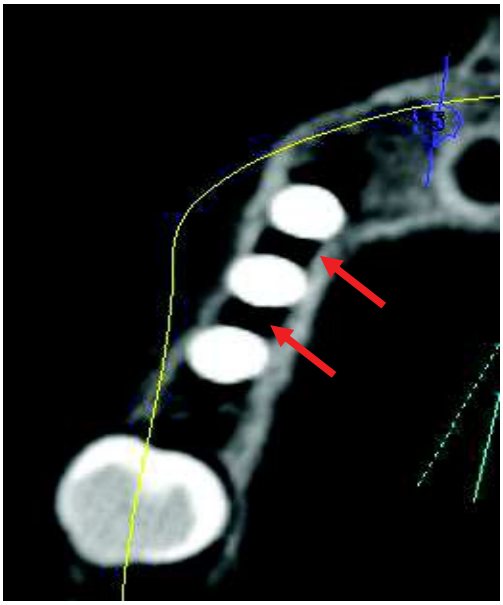


Figure 44: *Artéfacts de durcissement ou échos de bord entre plusieurs implants (tiré de données du Dr Hasson)*

[54] DILLENSEGER J.P., MOERSCHEL E., (2009).

4. LES ARTEFACTS METALLIQUES

Cet artéfact correspond à un durcissement de faisceau extrême[55]. La présence de métal dans le champ de vue pendant l'acquisition peut créer des stries dans l'image reconstruite comme pour le Beam Hardening mais ces stries sont majorées. Cet artefact apparaît lorsque la densité d'un objet est au dessus de la gamme de densités que le système est capable d'intégrer. En routine clinique, cet artefact est du aux objets métalliques tels que les plombages des dents ou les prothèses.

Dans d'autres cas, si un faisceau de rayons X n'est pas suffisamment énergétique, les tissus minéralisés tel que les os ou l'émail peuvent conduire à ces artefacts en stries.

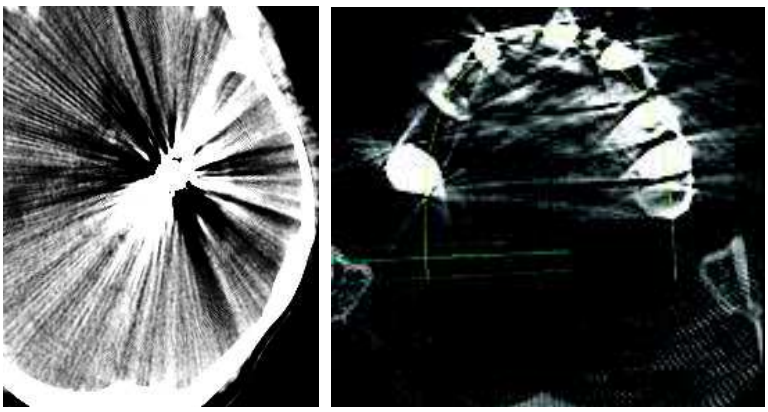


***Figure 45**: Artefacts métalliques (N. Bellaiche, 2014)*

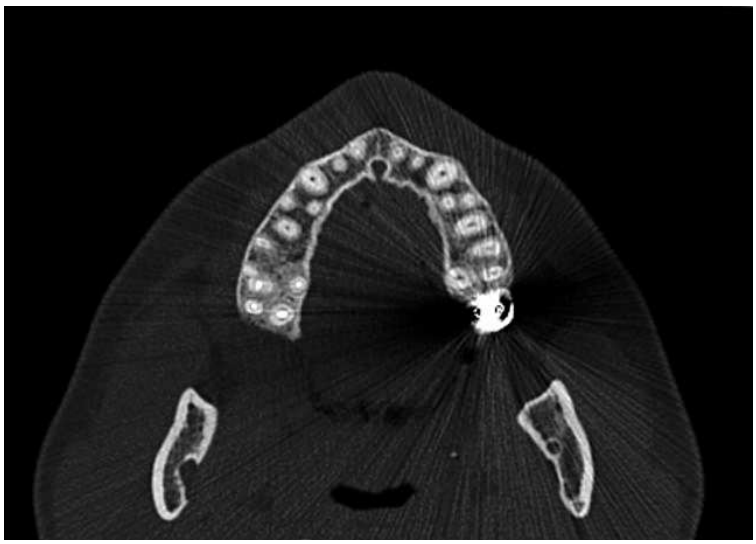


***Figure 46 :** Artéfact métallique (document donné par le Dr Gros, UF8609, Radiologie, HUS)*

[55] DILLENSEGER J.P., MOERSCHEL E., (2009).

5. PROBLEMATIQUES LIEES A LA SEGMENTATION ET AU TRAITEMENT D'IMAGES

5.1. Définition et problématique de la Segmentation

La segmentation consiste au découpage spatial des images en objets 3D, sur lesquels vont porter la planification en fonction de leur densité, des os, des dents, des nerfs, des sinus et de la gencive.
Selon Dillenseger et Moerschel (2009), c'est une technique, se fondant sur l'intensité des voxels et sur un catalogue de formes géométriques et anatomiques prédéfinies, et qui permet d'individualiser et de segmenter des structures anatomiques ou pathologiques. Cette application permet d'individualiser des pièces mais aussi d'effacer ces dernières pour éviter qu'elles gênent l'étude des structures qui nous intéressent.

La segmentation a pour objectif de permettre l'exploitation du contenu numérique de l'image pour l'interprétation, le diagnostic, la planification, la reconnaissance et le contrôle robotique ainsi que le contrôle qualité et le suivi thérapeutique.

À ce jour, il existe de nombreux procédés de segmentation d'image, que l'on peut regrouper en cinq classes principales[56]:

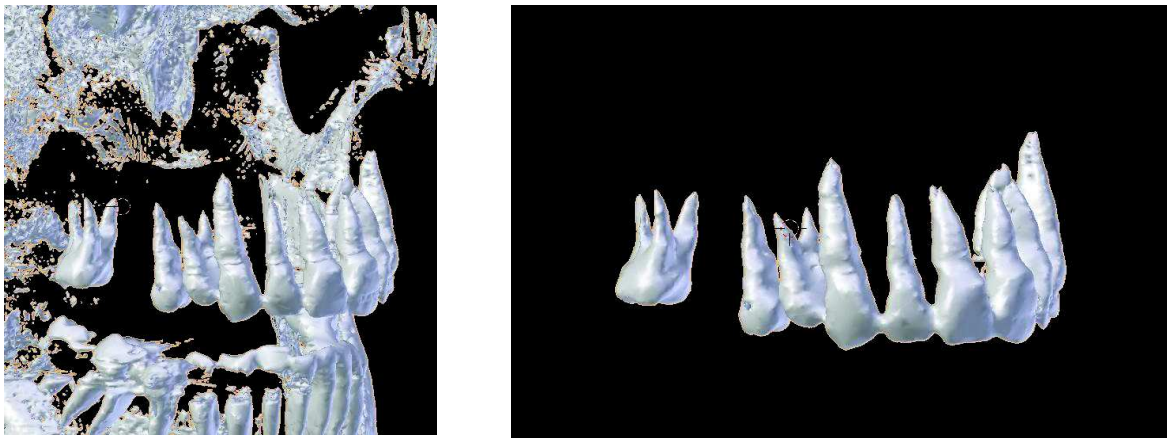
- La segmentation manuelle.
- La segmentation fondée sur les régions. Elle correspond aux algorithmes d'accroissement de régions.
- La segmentation fondée sur les contours.
- La segmentation fondée sur la classification ou le seuillage des pixels en fonction de leur intensité[57].
- La segmentation fondée sur la coopération entre les trois premières techniques, souvent utilisée en imagerie médicale[58].

Parmi ce spectre de techniques de segmentation, allant d'une technique manuelle tranche par tranche jusqu'aux techniques automatiques, intégrant des connaissances préalables sur la forme et l'intensité des structures d'intérêt, se trouvent des approches semi-automatiques. Ces approches semi-automatiques combinent haute efficacité, précision et reproductibilité accompagnées d'une expertise et d'un contrôle de qualité, provenant de la surveillance humaine.

Malgré les progrès de la segmentation automatique, de nombreux laboratoires et praticiens s'appuient toujours sur la délimitation manuelle. Cette réticence à accepter l'automatisation peut être due à une insuffisance de fiabilité.

[56] CHAMROUKHI F., (2012).
[57] VACHIER C., (1995).
[58] SHADI A., ABBES A., (2010).

Après la segmentation des images radiographiques, le nettoyage du maillage est nécessaire pour aboutir à des modèles 3D propres. En effet, les défauts de segmentation ainsi que les artefacts métalliques, altèrent les reconstitutions 3D. Il est difficile de segmenter séparément une structure anatomique nette, sans qu'elle soit accompagnée d'un nombre important de débris des autres structures voisines.



Segmentation automatique des dents, avant nettoyage à main levée.

Segmentation des dents, après nettoyage à main levée.

Figure 47: *Segmentation avant / après nettoyage à main levée (images tirées du cabinet du Dr Hasson).*

Les imprécisions dues à la segmentation sont créés au moment de la segmentation et du nettoyage. Cette étape permet d'isoler les différents éléments anatomiques qui composent la cavité buccale, créant des volumes qui seront la référence pour la réalisation du guide chirurgical. Cette segmentation est réalisée en définissant de manière arbitraire l'intervalle de densité qui correspond à l'objet, induisant inévitablement une certaine erreur d'appréciation.

Ainsi les erreurs de segmentation peuvent être commises lors du découpage des structures anatomiques lorsque ce découpage est réalisé à main levée. D'autres erreurs peuvent aussi être commises lors du paramétrage des densités des structures. Ces erreurs sont majorées lorsque l'opérateur n'est pas entrainé et minorés quand l'opérateur est expérimenté.

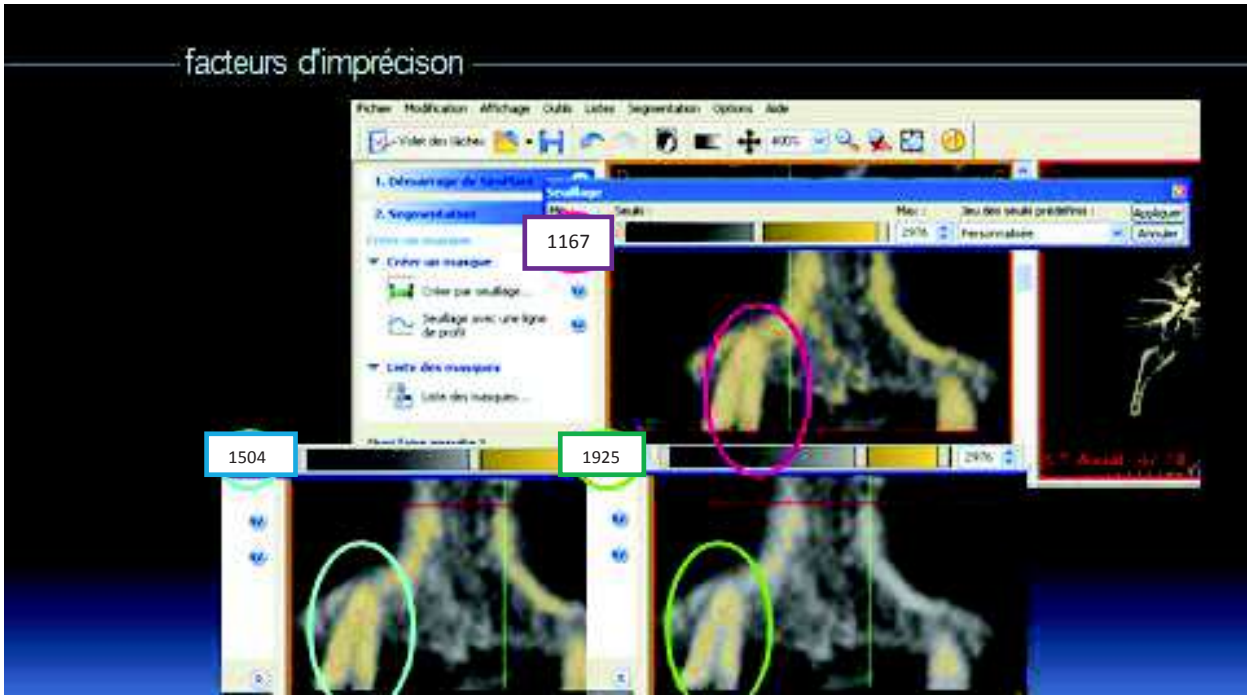


Figure 48 **:** *Erreurs de segmentation lors du paramétrage des densités des structures (images tirées de documents du Dr Hasson).*

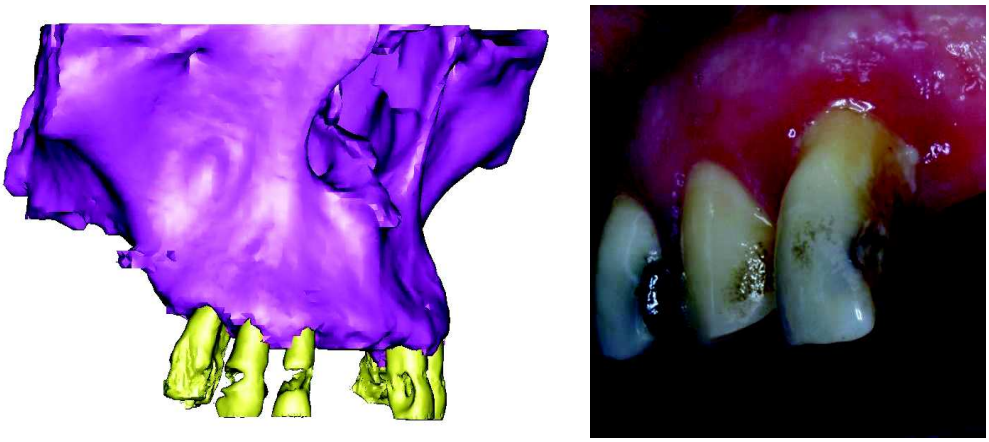


Figure 49: *Erreur de segmentation (images tirées de documents du Dr Hasson)*

5.2. Artéfacts mécaniques

Ce sont les artéfacts de capteurs[59]

Les artéfacts de capteurs représentent une faille au niveau de la détection, dont l'origine peut provenir,

- d'un mauvais centrage du faisceau X par rapport aux détecteurs, ce sont les artéfacts de calibration.
- ou de capteurs défectueux,

Les solutions pour atténuer ces artéfacts sont la bonne calibration du couple tube-détecteurs et, en cas d'échec, une maintenance technique voire le remplacement d'un capteur défectueux.

On distingue essentiellement, les artéfacts de cible, ou ring artefact, et les artéfacts de contraste.

- Les artéfacts de cibles naissent d'un vide d'informations au niveau des projections. Ils se voient essentiellement dans les parties molles, sous forme de cercles d'intensité variable sur les coupes axiales, centrés par l'axe de rotation et des lignes verticales hypo ou hyperdenses sur les reconstructions verticales.
  Les "ring artefacts" forment sur les images, des cercles ou des portions de cercles, centrés sur l'axe de rotation. Ils sont causés par des défauts d'un voxel sur le détecteur ou des défauts mécaniques engendrés durant la phase d'acquisition des projections radiographiques.

Figure 50 : *Artéfact métallique (document donné par le Dr Gros, UF8609, Radiologie, HUS)*

[59] BELLAICHE N., (2014).

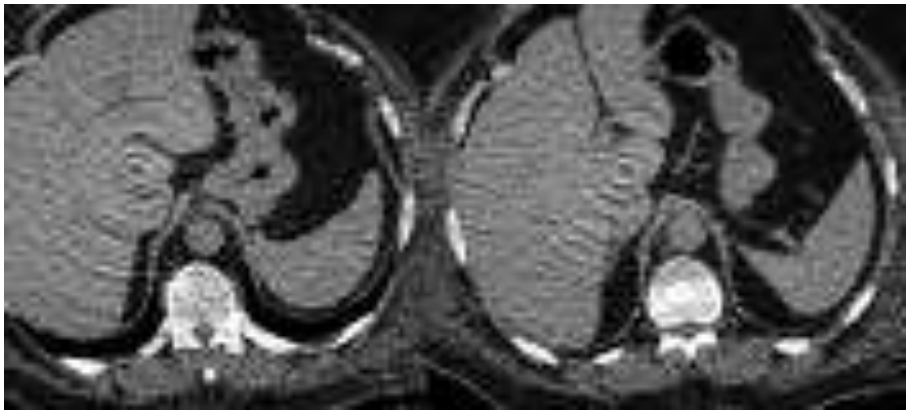


Figure 51: *Effet du Ring Artéfact (Knipe H., 2015)*

- Les artéfacts de contraste s'observent en cas de contraste important, par exemple si un implant est exploré par un CBCT au capteur mal calibré : on note une différence de contraste accrue et brutale entre la bande d'image comprenant l'implant et les bandes sus ou sous-jacentes.

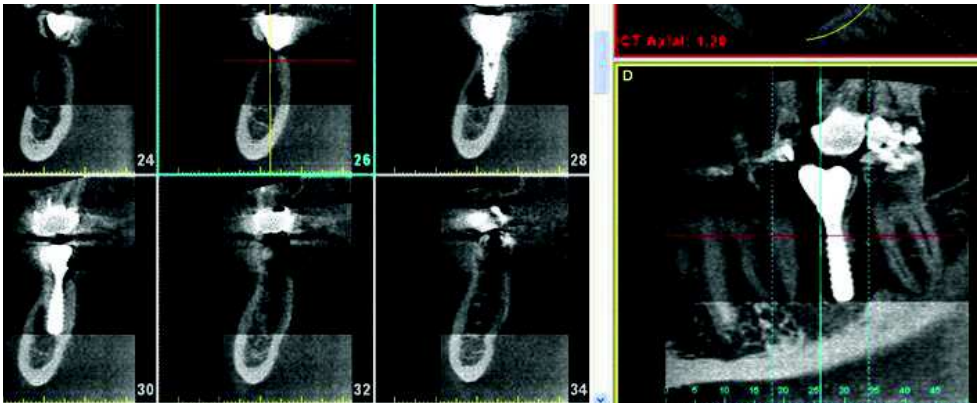


Figure 52 *: Artéfact de contraste dû à un capteur mal calibré (N. Bellaiche ,2014)*

- La stabilité de la source ou du capteur

Aucun élément de la chaîne d'acquisition ne dispose d'une stabilité temporelle parfaite. Par exemple, le faisceau de rayons X émis par une source conventionnelle peut avoir un spectre légèrement différent à plusieurs moments de la journée.
Ces variations d'énergie peuvent être la conséquence d'une mauvaise stabilité de la tension produite par le générateur. Un échauffement sur la cible peut également avoir une telle influence. Sur la plupart des systèmes la réponse du capteur présente une dérive dans le temps. L'influence, des variations des éléments du tomographe au cours du temps, se caractérise par des variations des coefficients d'atténuation mesurés et donc des niveaux de gris. Si le capteur est défectueux il faudra le changer.

PARTIE IV: ETUDE PROSPECCTIVE DE 20 PATIENTS SUR LES ARTEFACTS DE MOUVEMENT

Nous allons réaliser une étude sur les artéfacts de mouvement ou « Motion artefact » lors de la réalisation de Cone Beam. Les artefacts mécaniques de mouvement dérivent des mouvements du patient au moment de la prise de la radiographie. Les études cliniques sur ce sujet dans la littérature en odontologie n'existent pas. En tapant les mots clés « Cone beam », « implant » et « Motion artefact » sur PubMed aucun article n'est trouvé.

La réalisation du CBCT est une étape essentielle parmi les différentes étapes qui amènent jusqu'à la fabrication du guide chirurgical. C'est à partir du CBCT du patient qu'on réalise la segmentation, permettant l'exploitation numérique du scanner puis la planification de la pose des implants. Bien que le temps de l'acquisition de l'image soit la plus courte possible, pendant les quelques secondes où le patient doit rester immobile, il y a inévitablement des mouvements dus à la respiration et à la déglutition.

Ces mouvements peuvent créer des imprécisions de l'imagerie et donc du guide chirurgical. L'objectif de ce travail sera de déterminer, si les artefacts de mouvements jouent un rôle dans la précision du guide chirurgical et si oui, dans quel ordre de grandeur.

Plusieurs questions se posent.

- Les guides chirurgicaux sont-ils précis et à quel point ?
- Si ces imprécisions issues des artéfacts de mouvement sont significatives, est ce que l'utilisation du guide chirurgical reste une technique plus précise qu'une chirurgie implantaire à main levée ?
- Comment peut-on minimiser le mouvement du patient lors de l'acquisition ?
- Peut-on effacer ou corriger cet artefact comme dans d'autres domaines médicaux ?

1. MATERIEL ET METHODE

1.1. Choix des patients

Une étude prospective a été réalisée dans le cabinet du Docteur Jean-Nicolas Hasson, de plusieurs patients entre Juillet 2011 et Mai 2016.

Seuls les CBCT des patients avec arcade mandibulaire complète, de 35 à 45, sans restaurations métalliques, ni réhabilitations prothétiques, on été retenus dans cette étude.

Les clichés radiographiques présentant des restaurations, des réhabilitations prothétiques fixées et des implants qui peuvent être à l'origine d'artéfacts métalliques, ont été exclus.

Les CBCT de mandibule de 20 patients ont été retenus, d'après ces différents critères.

1.2. Méthodes

1.2.1. Appareil radiographique

Figure 53 **:** *Cone Beam du cabinet du Dr Hasson et Associés.*

L'appareil radiographique utilisé est le I-CAT Cone Beam 3D Imaging de la marque Gendex.

Afin de réduire la zone d'irradiation, on réalise uniquement le scanner de la mandibule, car le champ d'irradiation est de 16 à 23 cm et la taille des pixels est de 125 micromètres, en haute résolution. Le temps d'exposition est de maximum alors 26.9 secondes.

Les CBCT des mandibules des 20 patients et les scans de leur modèle d'études ont été réalisés de la sorte.

Selon les principes éthiques fondamentaux de la déclaration d'Helsinki, les CBCT ont été réalisés dans un but uniquement médical de diagnostique.

Les 20 patients informés et consentants ont été soumis aux CBCT pour les raisons suivantes :

- 18 CBCT avant la pose d'implants postérieurs, afin de visualiser la position du nerf mandibulaire inférieur.
- 2 CBCT pour des raisons endodontiques.

- *Caractéristiques du I-Cat (Gendex).*

Type de capteur	Capteur plan à scintilleur de Csl.
Voxel - Tailles	0,250 mm (entre 0.125 et 0.400 mm).
Collimation	Commande électronique entièrement collimation réglable.
Temps d'acquisition	26,9 secondes.
Type d'exposition	Pulsée.
Champ d'acquisition	16 cm x 23 cm
Reconstruction Forme	Cylindre.
Position du patient	Assise et Tête bloquée.

Icat award winning cone beam 3D Dental Imaging site web.

- *Position reproductible du patient.*

Figure 54: *Position du patient assis lors de la capture radiographique du CBCT (photographie prise au cabinet du Dr Hasson)*

Le patient est assis la tête attachée et posée contre la têtière. Il mord sur un rouleau salivaire afin de ne pas créer de superpositions au niveau du plan d'occlusion entre maxillaire et mandibule lors de la fermeture buccale. Son menton est aussi maintenu pour positionner la tête.
Il existe plusieurs repères lumineux. Une ligne horizontale représente le plan occlusal, une ligne verticale passe au niveau de la commissure des lèvres et une ligne verticale longe le milieu inter incisif supérieur.

Avant la capture définitive du volume, I-CAT CBCT 3D Imaging effectue une prévisualisation pour détecter plusieurs paramètres d'exposition aux rayons X, à savoir, l'intensité et la position initiale. Une fois la prévisualisation validée par le praticien, la capture est alors possible.

- Facteur de mouvement

Il existe une mesure calculée par le logiciel de l'appareil radiographique I-CAT Cone Beam 3D Imaging de Gendex, le facteur de mouvement. Il est calculé en superposant la première capture d'image du Cone Beam et la dernière image, qui est la même. Nous rappelons, qu'un facteur n'a pas d'unité. Cependant nous n'avons pas plus de précisions sur le calcul exact de cette donnée. Malgré une demande auprès des constructeurs, nous n'avons pas eu de réponses et nous ne pouvons plus observer cette donnée sur les prochaines machines.
Nous observerons donc ces données à titre indicatif.

Patients	Facteurs de mouvement
Patient 1	57,50
Patient 2	25,10
Patient 3	75,30
Patient 4	6,10
Patient 5	105,70
Patient 6	74,20
Patient 7	24,50
Patient 8	42,60
Patient 9	1,80
Patient 10	45,70
Patient 11	74,80
Patient 12	45,00
Patient 13	19,40
Patient 14	91,70
Patient 15	76,70
Patient 16	41,80
Patient 17	46,10
Patient 18	
Patient 19	61,30
Patient 20	48,00
Moyenne **Ecart Type**	**50.70** **28.10**

1.2.2. Scan des modèles d'étude avec 3Shape D2000

Le scanner de laboratoire utilisé pour scanner les modèles est le Scanner 3Shape sur un D2000.

***Figure 55**: Scanner 3Shape D2000*

Sa précision se situe entre 20 et 25 microns.
La procédure pour scanner les modèles est la suivante :

- Etalonnage à la température de la pièce pour ne pas avoir de distorsion à cause des variations de température.
- Positionnement du modèle sur un support spécifique, un socle rigide métallique.
- Scan au laser selon un repère orthonormé.

Le scanner 3D de bureau 3Shape D2000 possède les caractéristiques principales suivantes :

- Une précision (ISO) 5 µm / 8 µm
- Temps de scan 3D d'un moulage de denture complet : 25 secondes.

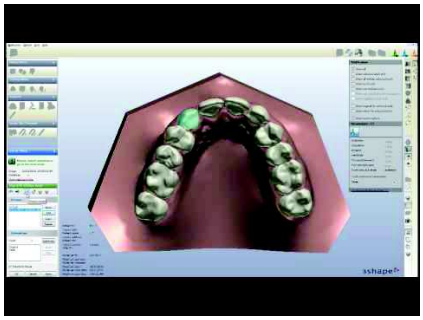


Figure 56: *Capture d'écran de l'image résultant du scannage d'un modèle par le 3 Shape D2000*

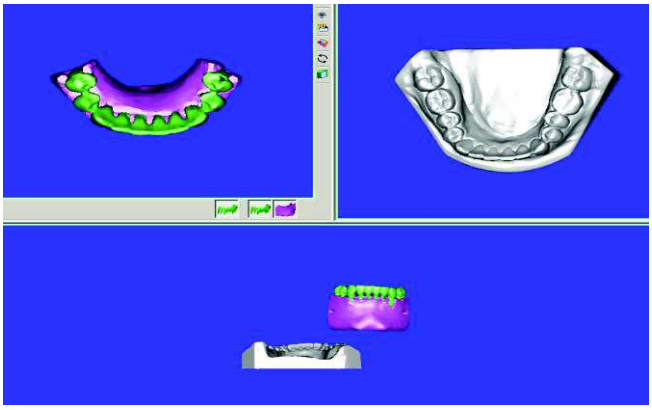
1.2.3. Logiciel Simplant : segmentation et superposition

- *Segmentation*

Le logiciel de planification implantaire de Simplant® permet la gestion du format DICOM, l'appréciation nette des structures anatomiques, les mesures de densité, une reconstruction 3D, l'accès a une bibliothèque d'implants. Il permet aussi une simulation de positionnement d'implants en 3D et une exportation de la planification permettant la fabrication d'un guide chirurgical.

Le logiciel Simplant permet donc de réaliser la segmentation des CBCT des 20 patients dans un premier temps. Cette segmentation permet d'isoler et de limiter la zone que l'on veut exploiter et étudier. Ici, nous travaillerons uniquement sur l'arcade mandibulaire de 35 à 45, et la partie alvéolaire osseuse.

➢ *Superposition*



En haut à gauche, le CBCT du patient segmenté de 35 à 45.

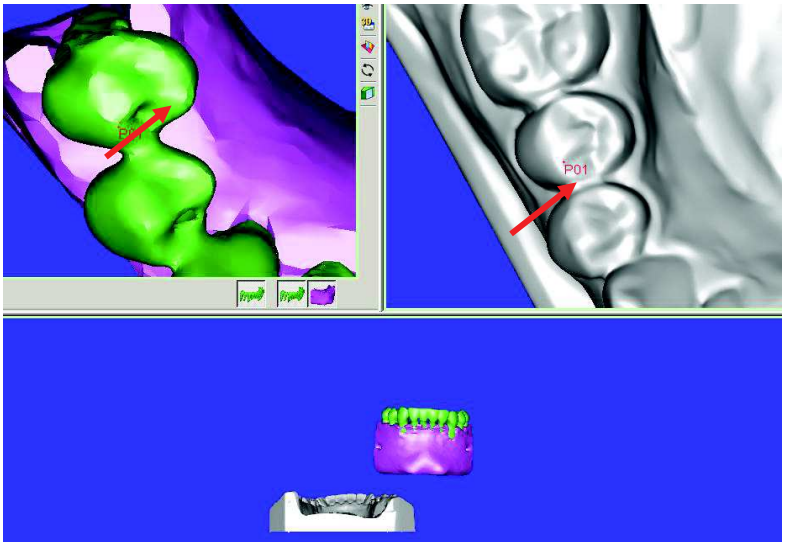
En haut à droite le scan du modèle en plâtre.

Une option du logiciel Simplant permet dans un second temps la superposition du CBCT des patients avec le scan du modèle d'étude.

***Figure 57**: Capture d'écran avant la superposition du scan du maître modèle et du Cone Beam du patient (Cabinet du Dr Hasson)*

Trois points de repères de superposition on été choisis :

- Les sommets des cuspides vestibulaires de 35 et 45.

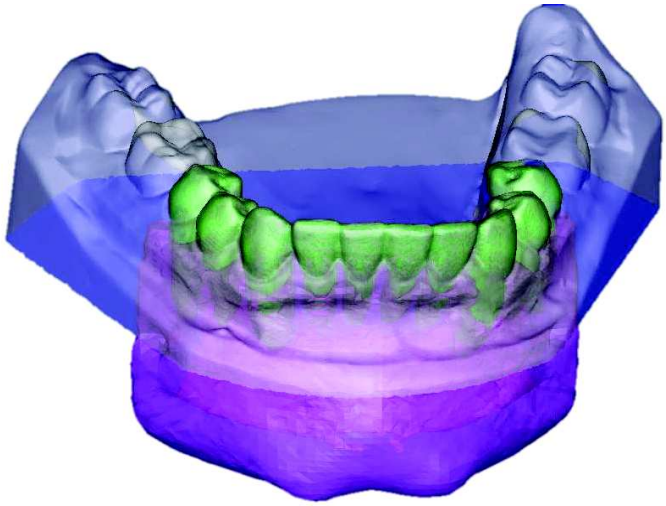


Lorsque la cuspide vestibulaire semble trop arrondie, la cuspide linguale peut être utilisée.

Le plus important est que lorsqu'un point de repère est choisi sur le CBCT du patient, le même point doit être choisi sur le scan du modèle en plâtre.

***Figure 58**: Capture d'écran lors de la superposition. Choix du premier point P01 sur 45 identique sur le Cone Beam du Patient et sur le modèle en plâtre (Cabinet du Dr Hasson)*

- Le sommet du milieu inter-incisif, entre les deux premières incisives mandibulaires.



Une fois les 3 points choisies et validés, la superposition des 2 CBCT se déclenche.

Les CBCT des patients et les scans des maîtres modèles sont alors superposés dans les 3 plans.

Figure 59: *Le scan du modèle en plâtre et du CBCT du patient superposés.*

1.2.4. Logiciel GRAPHPAD INSTAT

Ce logiciel permet le calcul des statistiques de l'étude.

L'analyse de la variance (terme souvent abrégé par le terme anglais ANOVA : analysis of variance) est un test statistique permettant de vérifier que plusieurs échantillons sont issus d'une même population.

2. MESURES

Une fois que les CBCT ont été segmentés et superposés, nous pouvons visualiser le contour dentaire au niveau du CBCT du patient et du scan du modèle en plâtre différenciés par deux couleurs différentes. Nous avons décidé de comparer les contours des canines 33 et 43.

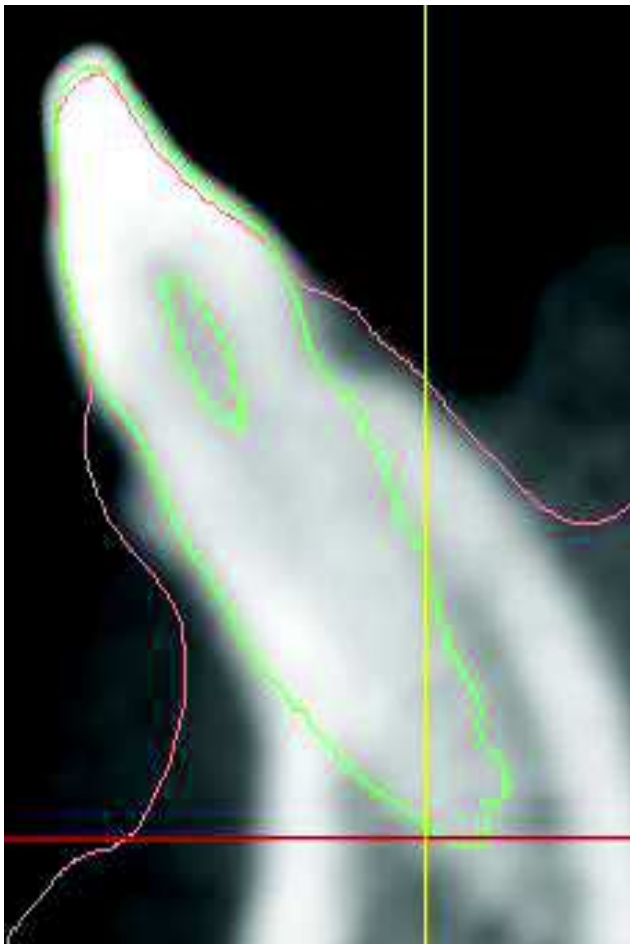


***Figure 60**: Plan coronal des canines superposées (Cabinet du Dr Hasson)*

Contour rose : Contour du Scan de la canine du modèle d'étude en plâtre.
Contour vert : contour du CBCT de la canine du patient.

Tout d'abord le plan vestibulo-lingual a été fixé au niveau de la jonction couronne-racine.

Le plan coronal (sagittal) a été fixé au niveau du canal dentaire de la canine pour prendre la mesure suivante :

La distance entre les sommets des cuspides des canines du CBCT du patient et du modèle.

Deux plans latéraux ont été aussi fixés de part et d'autre du plan coronal et la mesure n'a été prise que lorsque la distance était la plus élevée entre les sommets des deux canines.

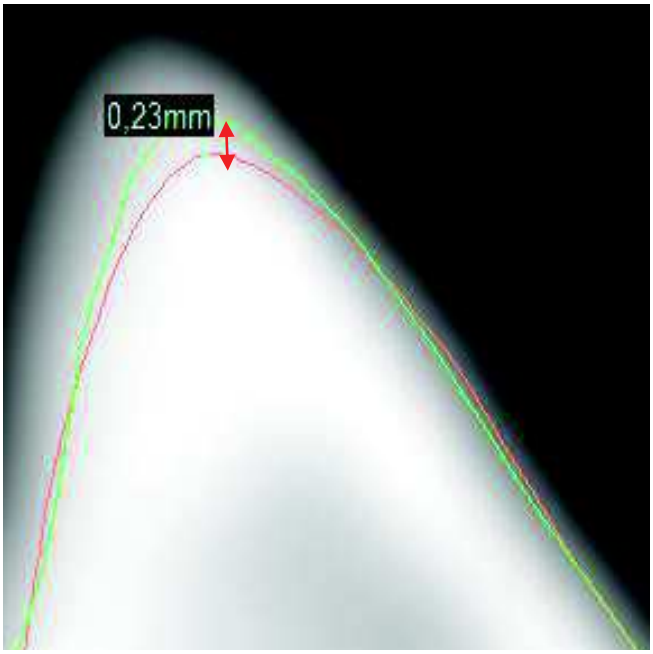


Figure 61: *Distance entre les sommets des cuspides des canines du CBCT du patient et du modèle au niveau du plan coronal où cette distance est la plus grande (Cabinet du Dr Hasson)*

2.1. Biais

2.1.1. Calibrage segmentation et recalage

Lors de la segmentation et de la superposition plusieurs paramètres peuvent être variables chez un même praticien. Ce sont les variations intraindividuelles.

Ainsi pour s'auto-calibrer et observer son intervalle d'erreur, la segmentation, la superposition et le calcul de la distance entre les sommets des cuspides des canines, ont été réalisés 7 fois sur un même patient T, par un même praticien.

Pour le praticien P1, la moyenne de la distance entre les deux cuspides des canines était de 0,14 mm, avec un écart type de 0,05mm pour le patient T.

	P1
Moyenne patient T (mm)	0,14
Ecart type patient T (mm)	0,05

Pour le praticien P1, la moyenne de la distance entre les deux cuspides des canines était de 0,14 mm, avec un écart type de 0,05 mm pour le patient T.
On peut conclure une variation interne du praticien effectuant l'étude d'environ 0.05mm.

2.1.2. Précision du plâtre et de l'empreinte

- Le plâtre dentaire est fabriqué en réduisant le gypse en fine poudre et en le chauffant à l'air libre. C'est un chauffage rapide et direct. La poudre résultante est constituée de particules irrégulières et d'agrégats poreux. C'est un β-hémi-hydrate. Ces cristaux sont de petites tailles (< 1 µm). C'est le plâtre le plus fragile et le moins cher.

- Le plâtre dur ou plâtre pierre est obtenu par une calcination contrôlée sous pression de vapeur et dans un container clos. Cette méthode permet d'enlever l'eau de cristallisation plus lentement. Les particules sont plus régulières, plus uniformes et moins poreuses. Les cristaux sont plus gros, distincts, juxtaposés, sensiblement prismatique, de 5 à 100 µm. C'est un α-hémi-hydrate qui est usuellement de couleur jaunâtre. Le plâtre pierre est plus dur et plus cher que le plâtre dentaire.

- Caractéristiques minimales pour chaque type de plâtre :

	Temps de travail minimum (minute)	**Temps de durcissement minimum/maximum (minute)**	**Expansion maximale après durcissement de 2 heures (%)**	**Force de compression minimale/maximale après 1 heure (N.mm²)**
ISO type I	1,25	2,5 / 3	0,15	4,0 / 8,0
ISO type II	2,5	6 / 30	0,30	9,0
ISO type III	3,0	6 / 30	0,20	20,0
ISO type IV	3,0	6 / 30	0,15	20,0

DEYROLLE G., Etude Comparative Des Propriétés Essentielles Des Matériaux Utilisés Pour Le Moulage Des Répliques En Prothèse Conjointe.

De nombreux auteurs, comme DEYROLLE[60] se sont intéressés aux variations dimensionnelles des matériaux de réplique, ainsi qu'à leurs propriétés. Ils décrivent les plâtres pierre comme suffisamment précis dans la reproduction de la finesse des détails.

Cette précision est inférieure aux matériaux électro-déposés et aux meilleures résines utilisées. Elle reste dans les normes fixées par l'Association Française de Normalisation puisque pouvant reproduire des traces de 0,02 mm, voire moins.

En 1988, DERRIEN G. a réalisé un travail[61] sur la précision de surface des résines polyuréthanes et des plâtres pierre.
Il s'est servi d'un disque étalon recouvert de nitrure de titane et gravé de rainures allant de 50 à 1 micron de profondeur, selon les recommandations de BOCCARA E. et proposé par cet auteur comme référence à l'AFNOR.
Avec un matériau silicone et par la technique du double mélange, il a réalisé des empreintes de ce disque gravé, qu'il a coulé avec différents matériaux, dont le plâtre pierre de type IV «Fujirock».
Il a ensuite regardé le résultat obtenu sur le silicone et les répliques avec un microscope électronique à balayage et un profilomètre 2D. Il a pu observer, que le plâtre cité pouvait reproduire les rainures jusqu'à 15 microns de profondeur, ce qui est suffisant selon les normes établies par les tests classiques auxquels nous nous référons.

[60] DEYROLLE G., (1973).
[61] DERRIEN G., (1988).

Nous rappelons, que la capacité de reproduction des détails d'un matériau, est non seulement liée aux propriétés intrinsèques du matériau, mais aussi aux protocoles de coulée visant à augmenter les capacités du matériau à investir les parties les plus fines de l'empreinte, ou le négatif des préparations cliniques.

- La précision du matériau à empreinte, alginate de classe A coulée dans les 15 à 30 min après la prise, ici de l'alginate est de 50 microns soit 0.05 mm.
- Ainsi les biais comprendront :

La précision du plâtre et l'expansion du plâtre de l'ordre de 0.02 mm selon DEYROLLE, (1973).
La précision de l'alginate de classe A est de l'ordre de de 0.05 mm selon OGOLNIK[62], (1992).
La précision de la segmentation et du recalage de l'ordre de 0.05 mm selon notre calibrage.
Le biais total sera de l'ordre de 0.12mm.

3. STATISTIQUES ET RESULTATS

Le logiciel utilisé pour réaliser des statistiques est le logiciel GRAPHPAD INSTAT et le système statistique ANOVA.

3.1. Tableau des mesures

Patients	33	43
Patient 1	0,11	0,23
Patient 2	0,09	0,12
Patient 3	0,32	0,34
Patient 4	0,05	0,25
Patient 5	0,66	
Patient 6	0,33	0,37
Patient 7	0,06	0,29
Patient 8	0,22	0,26
Patient 9	0,08	0,09
Patient 10	0,22	0,14
Patient 11	0,39	0,40
Patient 12	0,18	0,11
Patient 13	0,13	0,17
Patient 14	0,24	0,23
Patient 15	0,43	0,36
Patient 16	0,23	0,09
Patient 17	0,18	0,03
Patient 18	0.11	0.16
Patient 19	0,48	0,46
Patient 20	0,39	0,32
Moyenne **Ecart Type**	**0.24 mm** **0.16 mm**	**0.25mm** **0.12mm**

[62] OGOLNICK R., PICARD B., DENRY I. (1992).

Nous pouvons aboutir aux premières conclusions suivantes :

- La distance moyenne, entre la pointe canine 33 du scan du modèle d'étude et du CBCT du patient, est de 0.24 mm, avec un écart type de 0.16 mm.
- Pour 43 la moyenne est de 0.25 mm avec un écart type de 0.12 mm.

Nous ne pouvons pas généraliser ces données. C'est pourquoi nous allons recourir aux statistiques selon la méthode de régression linéaire pour tirer des conclusions et généraliser l'ensemble des données récoltées.

3.2. Statistique: Régression linéaire

La régression linéaire est une modélisation linéaire, qui permet d'établir des estimations dans le futur à partir d'informations provenant du passé. On réalise une sorte de généralisation. Dans ce modèle de régression linéaire, on a plusieurs variables, dont une, qui est une variable explicative et les autres qui sont des variables expliquées.

$$\mathbf{Y = (a+r1)X + b + er}$$

La modélisation de la régression linéaire consiste à trouver la droite qui passe au plus près de tous les points.

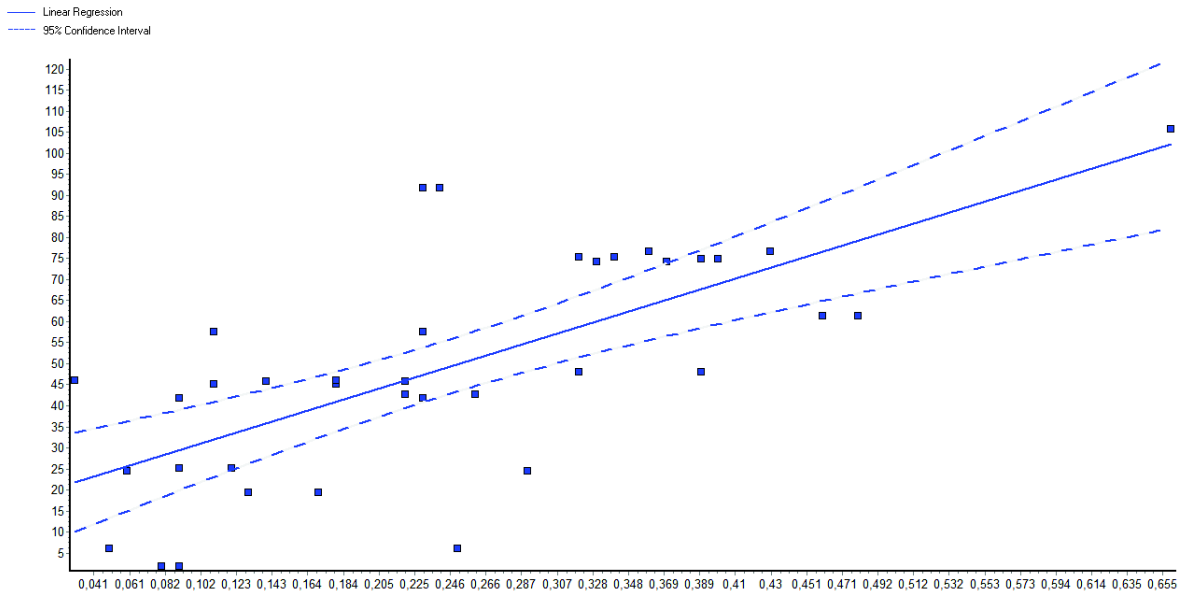


Figure 62: *Exemple de modélisation d'une régression linéaire (Dr Hasson)*

Le nombre de points est de 37.

L'intervalle de confiance permet d'évaluer la précision de l'estimation d'un paramètre statistique sur un échantillon.

Hypothèse : Meilleure adaptation de la norme de l'intervalle de confiance : 95%.

Dans cette étude, nous posons l'hypothèse que la connaissance de la distance entre les pointes canines du patient et du maître modèle permet de prévoir 95% des mouvements effectués par les patients. L'information résiduelle, à savoir le décalage entre les 2 canines non imputables aux mouvements, est très faible (5%). Cela signifie, que l'importance des facteurs, autres que le mouvement, générant la distance et le décalage entre les CBCT des canines, est extrêmement réduite.

Le Coefficient de corrélation (r) : est de 0.6918 et le coefficient **r** au carré est de 0.4786**.**

R*2= 47.86% exprime le pourcentage de variation expliquée par le modèle de régression.

Calculer le coefficient de corrélation entre deux variables numériques revient à chercher à résumer la liaison qui existe entre les variables.

R est égal à **1**, dans le cas où l'une des variables est une fonction affine croissante de l'autre variable, à **-1** dans le cas où une variable est une fonction affine et décroissante.

Ici les 2 variables sont fortement corrélés et positives. L'ensemble des mesures se rapproche alors d'une droite affine.

L'écart type des résidus de la ligne (Sy.x) = 19.420

Plus cette valeur est petite plus les valeurs sont proches les unes des autres. En effet, si les valeurs sont trop éloignées les unes des autres, cela diminue le sens des données, alors que si elles sont proches, elles sont plus constantes et donc plus significatives.

Résultat :

Test : La pente est elle significativement différente de zéro.

La valeur de **P** est inférieure à **0.0001**, considérée comme extrêmement significatif.

Cela confirme qu'il existe une relation linéaire positive, entre les deux variables avec un risque d'erreur inférieur à **0.01%.** Cela signifie que l'hypothèse est validée.
Nous pouvons conclure que nos résultats sont statistiquement significatifs.

4. DISCUSSION

Plusieurs questions se posent.

A quel point les guides chirurgicaux sont-ils précis ?

Le guide chirurgical est souvent utilisé dans les cas de comblement sous-sinusien avec pose d'implants différée, implants pour bridge complet mandibulaire, édentation multiple antérieure maxillaire ou encore bridge complet maxillaire. Cependant nous observons que le guide chirurgical peut ne pas être parfaitement précis.

L'aspect positif le plus important de l'arrivée de la radiographie tridimensionnelle dans notre exercice, reste la planification de nos interventions, permettant d'appréhender au mieux les difficultés d'une intervention à venir[63].

Les imprécisions liées à l'ensemble des étapes sont significatives, même si l'utilisation du guide chirurgical reste une technique plus précise qu'une chirurgie implantaire à main levée dans les cas complexe.

Il faut bien noter que parmi les 0.25 mm de décalage se trouvent les biais de l'ordre de 0.12 mm soit la moitié de la mesure. Cela signifie que l'artéfact de mouvement est inférieur à 0.25 mm. Nous savons que la taille d'un voxel dans notre étude est de 0.250 mm (entre 0.125 et 0.400mm). L'artéfact de mouvement étant de l'ordre de moins de 0.25 mm il est donc bien imperceptible à l'œil nu.

Nous pourrons observer à titre indicatif que pour le patient 5, qui a le facteur de mouvement le plus élevée de 105.70, la distance est la plus élevée, 0.66mm pour 33. Pour le patient 9, qui a le facteur de mouvement le plus bas, de 1.8, les distances sont les plus basses, 0.08 et 0.09 mm pour 33 et 43. Ainsi selon les données du facteur de mouvement (non expliquée par le constructeur) plus le patient sera en mouvement, plus le CBCT aura des erreurs imperceptibles et plus il y aura des erreurs au niveau du guide chirurgical.

De plus, même si certaines études comparent la planification de l'implant et sa pose, elles montrent toutes des différences conséquentes, la pose à main levée reste aléatoire et demande une grande expérience.

Des solutions sont possibles pour minimiser le mouvement du patient lors de l'acquisition, comme l'immobilisation du patient, la diminution du champ et du temps d'acquisition.
Cependant ces techniques ne sont parfois pas suffisantes pour éliminer les mouvements du patient.

Pourra-t-on un jour effacer ou corriger cet artefact comme dans d'autres domaines médicaux ?

[63] HASSON N. (2014).

5. CONCLUSION

Nous pouvons tirer plusieurs conclusions.

- L'origine du décalage entre les CBCT des patients et les scans des maitres modèles est en partie due au mouvement du patient selon les données statistiquement significatives.
  Il faut cependant bien prendre en compte les biais de cette étude.

- Plus le patient est en mouvement, plus le décalage, entre le CBCT des patients et le scan des maîtres modèles, peut être grand.
  Nous pouvons observer ceci par la différence importante entre le patient 5 avec une mesure de 0.66 mm et le patient 9 ayant une mesure de 0.08 mm.

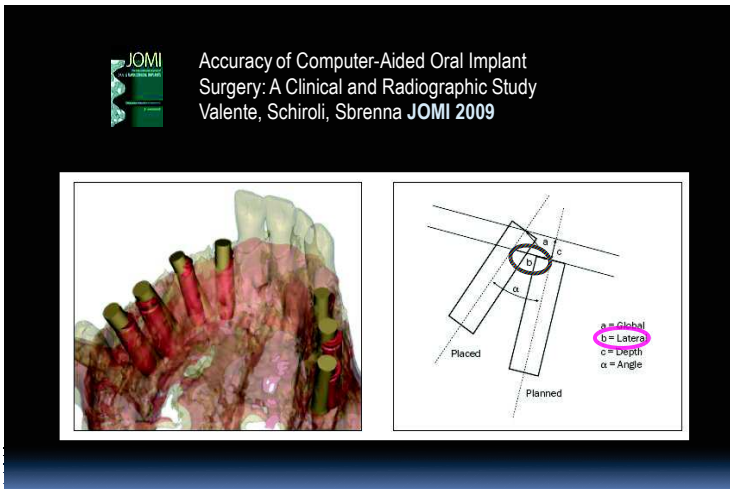
- Plus la distance entre la canine du patient et du maître modèle est élevée, plus l'imagerie présente des imprécisions dans lesquels le facteur de mouvement peut entrer en ligne de compte.

- Les imprécisions sont de l'ordre de 0.25 mm avec un écart type de 0.16 mm.

- Un écart de 0.25 mm (+/- 0.16mm) du guide chirurgical peut impliquer des erreurs lors de la chirurgie implantaire, comme la déviation coronale du site d'implantation et/ou la déviation de l'axe implantaire par rapport à la planification. Cet écart augmente le facteur d'imprécision et dévie la position de l'implant créant des prothèses en porte-à-faux et des problèmes prothétiques.

- Nous notons que le guide chirurgical conçu par ordinateur présente des imprécisions alors qu'il est créé directement à partir de la radiographie. Nous avons d'ailleurs vu ici l'impact du mouvement seul sur la fabrication du guide. Qu'en est-il lorsque nous ajoutons les artéfacts métalliques et de durcissement?

- Certains praticiens se servent encore du guide radiologique créé à partir du maitre modèle pour concevoir leur guide chirurgical. Nous voyons ici l'avantage de se diriger vers des guides chirurgicaux conçu par ordinateur et logiciels de type Simplant®. Même si ces guides chirurgicaux conçues par informatique présentent des imprécisions, elles seront toujours moindres que sur un guide chirurgical créé à partir d'un modèle en plâtre. Nous voyons ici d'autant plus l'intérêt de s'abstraire du modèle en plâtre lors de la conception de guides chirurgicaux.



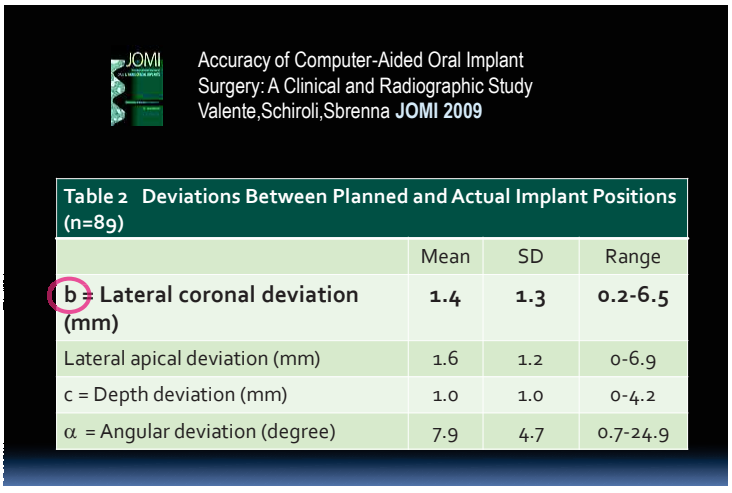


Table 2 Deviations Between Planned and Actual Implant Positions (n=89)

	Mean	SD	Range
b = Lateral coronal deviation (mm)	**1.4**	**1.3**	**0.2-6.5**
Lateral apical deviation (mm)	1.6	1.2	0-6.9
c = Depth deviation (mm)	1.0	1.0	0-4.2
α = Angular deviation (degree)	7.9	4.7	0.7-24.9

Figure 63: *Déviation coronale latérale (documentation réalisée par le Dr Hasson)*

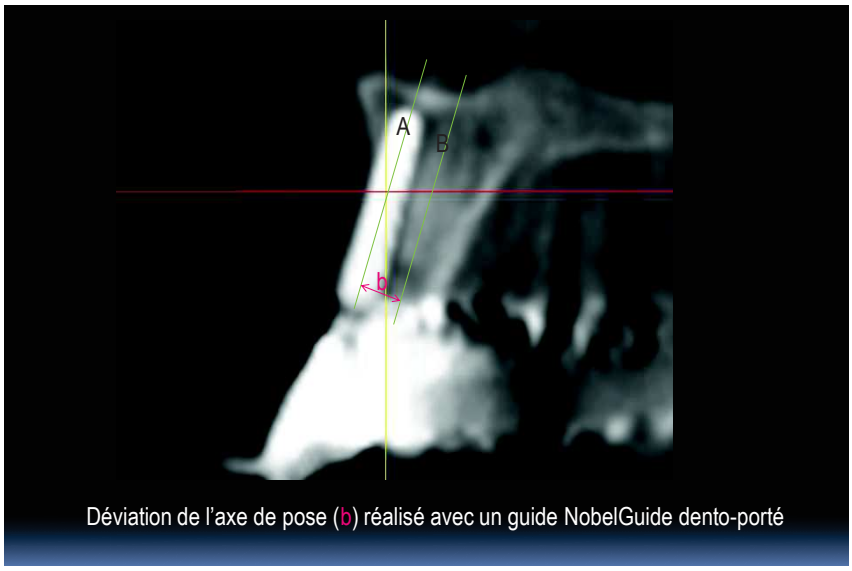


Figure 64: *Déviation de l'axe lors de pose avec un guide NobelGuide dento porté (Documentation réalisée par le Dr Hasson)*

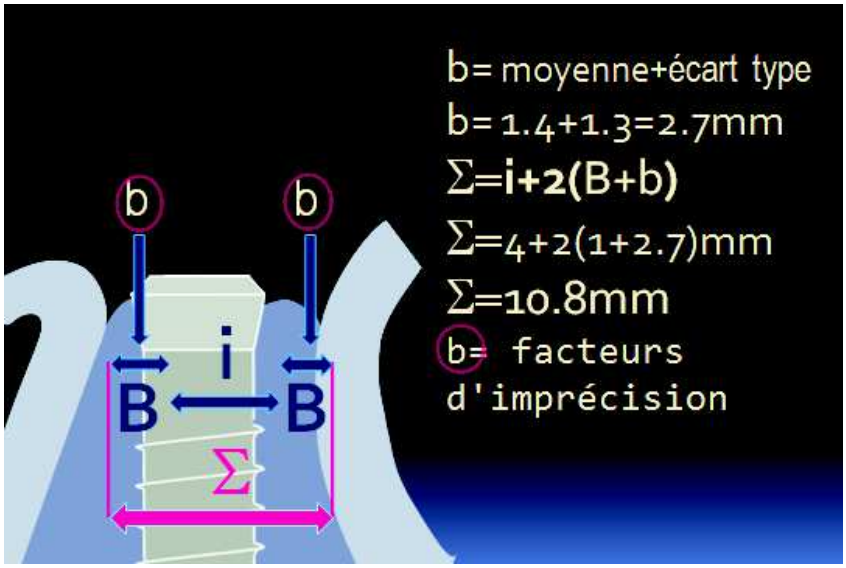


***Figure 65**: Facteur d'imprécision (Documentation réalisée par le Dr Hasson)*

- L'impact de l'artéfact de mouvement sur le guide chirurgical conçu par ordinateur peut créer des complications prothétiques.

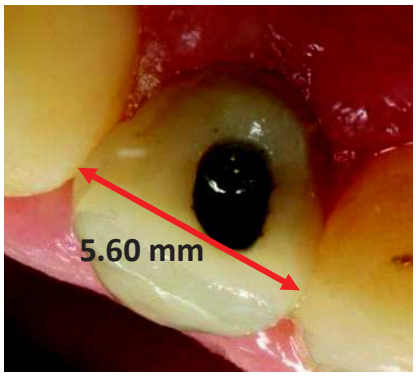


***Figure 66**: Mesures mésio-distal d'une incisive (Cabinet du Dr Hasson)*

Sur une dent, par exemple une incisive, la distance mésio-vestibulaire est de 5.6mm. Les crêtes marginales mesurent environ 1.8mm et le puit implantaire 1.6 mm. Le facteur d'imprécision est de 2.7 mm, lors de la pose de l'implant.

Nous allons additionner toutes les imprécisions de chaque étape pour connaître l'ordre de grandeur de l'imprécision d'un guide chirurgical et le rôle de l'imprécision du CBCT et des artéfacts de mouvements dans cette chaîne d'imprécisions.

- L'imprécision totale du guide, calculée par la différence entre la planification et la pose réelle, est de l'ordre de **1.90 mm** au col +/- 0.85 mm et à l'apex de **1.5 mm** +/- 1 mm. Cette imprécision comprend la précision de la radiographie, de la fabrication du guide, son instabilité pendant la chirurgie et la précision de la chirurgie elle-même.

- L'imprécision dû à l'artéfact de mouvement semble être inférieur à **0.25 mm** (+/- 0.16mm) selon nos observations.

Ainsi pour un guide chirurgical à appuis dentaire :

0.25/1.9 = 0.13

L'erreur due aux artéfacts de mouvement est inférieur à 13% de l'ensemble des erreurs. Elle demeure importante et peut créer des prothèses en porte-à-faux ainsi que des complications telles que le descellement de la couronne sur implant, la mobilisation de l'implant trop importante ou une péri-implantite. Cependant, elles ne sont pas aussi importantes, que les erreurs commises lors de la planification et celles de l'acte chirurgical.

Les déviations, observées sur les implants mis en place à l'aide de guides stéréolithographiques, dans le cadre de la chirurgie implantaire guidée, sont la somme cumulée de toutes les erreurs provenant de chaque étape du protocole[64].

[64] D'HAESE ET AL, (2012 a).

Ces erreurs peuvent provenir :

- des artéfacts d'imagerie scanner tel que : l'acquisition des données tomographique,

Les mouvements du patient ou la mise en place imparfaite du guide radiologique pendant la réalisation du scanner,

- du traitement d'image tel que la planification informatique,
- de la fabrication du guide chirurgical[65],
- de la mise en place et de la stabilisation, en termes de nombre de clavettes ou de vis, de ce guide en bouche au moment de la chirurgie,
- du degré de liberté du foret par rapport au diamètre interne du tube en métal du guide,
- de la forme conique ou cylindrique des implants,
- de l'utilisation de guides simplement pour la réalisation des ostéotomies ou également pour la mise en place des implants,
- de l'absence ou de la proximité de dents par rapport au site à implanter[66],
- de la densité osseuse du site à implanter,
- de l'épaisseur de la muqueuse buccale,
- de la capacité d'ouverture buccale du patient,
- de la nécessité de connecter des piliers coniques en cas de mise en charge immédiate.

Une amélioration de chacun de ces facteurs contribuerait à réduire ces déviations. La chirurgie guidée est une technique novatrice, qui présente beaucoup d'avantages. Cependant elle demande, contrairement au discours des sociétés commerciales, une grande expérience du praticien, tant sur le plan informatique que sur le plan chirurgical. Une maîtrise complète doit être acquise avant l'utilisation de ces techniques.

En revanche, pour l'omnipraticien pratiquant déjà l'implantologie et qui souhaite utiliser la chirurgie guidée, quelques perspectives cliniques sont à prendre en compte pour apprécier les avantages et les inconvénients du concept :

- Aucune nécessité d'avoir à gérer le positionnement idéal des implants en per opératoire, celui-ci ayant été déterminé lors de la planification informatique et n'est plus que simplement transféré grâce au guide stéréolithographique.

[65] STUMPEL L.J, (2012).
[66] VAN ASSCHE N, VAN STEENBERGHE D, GUERRERO ME, HIRSCH E, SCHUTYSER F, QUIRYNEN M ET AL, (2007).

- L'anxiété et le stress préopératoires, très souvent observés chez les patients, sont largement réduits dans le cas de l'utilisation de guides à appui muqueux. Ces derniers comprennent parfaitement bien le caractère mini-invasif de l'intervention chirurgicale. La précision d'un guide chirurgical à appui muqueux étant cependant moins précise à cause de la dépression des tissus mous des muqueuses.

- La chirurgie guidée permet de réaliser une prothèse provisoire fixe sur implants, réalisée préalablement, qui peut être mise en place immédiatement après la chirurgie. Cette possibilité permet aux patients un retour très rapide à leur vie sociale et professionnelle.

- Le praticien doit parfaitement maîtriser l'anatomie et les techniques chirurgicales conventionnelles pour pouvoir déposer le guide stéréolithographique en cas de difficulté imprévue ou complication per opératoires. Il pourrait s'agir par exemple d'une impossibilité de gérer la stabilité primaire de l'implant, auquel cas le praticien serait amené à lever un lambeau et placer l'implant de façon non guidée.

- Les trousses chirurgicales destinées à la chirurgie guidée contiennent le plus souvent un accastillage plus important par rapport aux trousses implantaires classiques avec lequel le praticien doit se familiariser avant de réaliser sa première intervention.

- La réalisation prothétique supra-implantaire issue de la chirurgie guidée présente quelques particularités qui ne sont pas toujours connues des prothésistes de laboratoire. Quand bien même, ceux-ci pratiquent déjà la prothèse sur implants depuis nombreuses années. Il est donc important de s'assurer de leur bonne compréhension des protocoles et de les former le cas échéant.

PARTIE IV : COMPLICATIONS ET LIMITES

1. COMPLICATIONS

1.1. Complications pré-opératoires

1.1.1. Complications radiographiques

Lors de l'examen tomodensitométrique, des complications peuvent survenir.

- Un défaut de positionnement du guide radiologique lors de la radiographie[67]

La tomodensitométrie avec le guide radiologique en bouche constitue le premier maillon de la chaine de transmission des données informatiques.

L'objectif de cette étape est de reconstituer fidèlement le rapport qu'entretiennent les bases osseuses avec le projet prothétique, implants et couronnes. En terme d'axe dans les directions mésio-distale et vestibulo-linguales, tout écart par rapport à la réalité clinique sera transmis et constituera une source de distorsion. L'écart emmènera l'implant dans une position différente de celle prévue initialement.

La stabilité du guide est primordiale. Celle-ci dépend[68] de plusieurs facteurs :

- De la qualité et la précision de l'empreinte à l'origine du modèle en plâtre.

- De la qualité des tissus sur lequel va reposer le guide radiologique qui peut prendre appui soit sur les dents, tissus durs indéformables, soit sur la gencive, tissus mous élastiques. L'appui dentaire laisse peu de marge de manœuvre pour l'adaptation. A l'inverse, le guide à appui muqueux est plus tolérant à une mauvaise adaptation. Un décalage peut alors passer plus facilement inaperçu. Par exemple en présence d'une muqueuse flottante le guide sera peu stable sur les surfaces ostéo-muqueuses. Il est dans ce cas préconisé, de réaliser une clé d'occlusion rigide[69] en bouche, afin d'assurer un calage du guide en bonne position lors de la radiographie.

[67] VAN ASSCHE N., VAN STEENBERGHE D., GUERRERO M.E., HIRSCH E., SCHUTYSER F., QUIRYNEN M. ET AL, (2007).
[68] DAAS M., DADA K., POSTAIRE M., VICAUD F., RAUX D., BRUTUS V., (2008).
[69] DAVARPANAH K., DEMURASHVILI D, M. DAAS, P. RAJZBAUM, N. CAPELLE-OUADAH, S. SZMUKLER-MONCLER, (2011)

- Les distorsions propres à la radio 3D[70] :

Quelle que soit la technique radiographique utilisée, scanner ou CBCT, il s'agit d'un logiciel informatique qui reconstitue le volume analysé après acquisition.

Ce volume est segmenté, afin d'obtenir des images de coupes. La précision de segmentation du CBCT est de 95%. Dans cette étude avec 5 CBCT différents, il a été montré une corrélation de 95% entre les mesures réelles et celle obtenues sur les images du CBCT.

On peut dire que, quelques soit la technique radiographique utilisée, la précision de mesure est de l'ordre de 0.25 millimètre. Cela peut induire une surestimation ou une sous-estimation du volume osseux.

1.1.2. Erreurs de manufacture du guide chirurgical[71]

Le guide chirurgical utilisé lors de la chirurgie assistée par ordinateur est fabriqué selon le procédé de stéréolitographie. Il s'agit d'une technique de prototypage rapide dont le principe consiste à polymériser couche par couche une résine photosensible liquide à l'aide d'un faisceau laser commandé par ordinateur.

La précision des machines de stéréolithographie est de plus ou moins 0.1mm pour 100 mm ce qui correspond à un taux d'erreur de 0.1%. Les dispersions ne devraient pas être imputées à la fabrication du guide.

Ainsi la chirurgie guidée est dépendante d'une chaîne technologique qui accumule des sources d'imprécisions, à l'origine des complications suivantes :

- Défauts de parallélisme et angulations des implants,
- Fenestration des corticales,
- Implantation trop superficielle ou trop profonde pouvant entrainait des lésions neurologiques,
- Lésions des dents adjacentes,
- Perforation du plancher sinusien,
- Cependant les volumes osseux doivent être suffisants et donner une marge pour absorber les imprécisions du système de guidage en hauteur et en largeur, environ 2 mm.

[70] LOUBELE M., JACOBS R., MAES F., DENIS K., WHITE S., COUDYZER W. ET AL. (2008).
[71] D'HAESE M. ET AL, (2012 b).

1.2. Complications per-opératoires[72]

1.2.1. Complications liés au guide chirurgical

1.2.1.1. Stabilité et adaptation du guide chirurgical

Dès réception le guide chirurgical est essayé en bouche afin d'assurer de sa conformité, de sa stabilité, et de sa bonne adaptation.
On vérifiera que celui-ci blanchit la gencive de manière uniforme lors de la compression.

- Pour le guide à appui dentaire :
  C'est à priori le plus stable des guides. Cependant, il est possible de le faire basculer hors de sa position initiale exerçant une pression vers l'avant, l'arrières ou sur les cotés.

- Pour le guide à appui muqueux :
  Chez l'édenté total, le guide chirurgical repose sur une muqueuse, surface dépréssible pouvant atteindre 3 à 4 mm d'épaisseur, toute pression inhomogène génère une bascule hors de la position initiale pouvant entrainer une déviation du point d'impact et d'angulation des implants par rapport à la planification initiale.

  Pour éviter ces erreurs une clé de positionnement occlusale peut être utilisée pour stabiliser le guide chirurgicale ou des clavettes trans osseuses, vis de stabilisation, sont ensuite placées. Cependant, la pose de ces vis reste délicate. Il est important de ne pas générer des contraintes asymétriques.

- Pour le guide à appui osseux :
  Contrairement à l'appui muqueux, l'appui osseux est non déformable, cependant il est préférable de bloquer le guide par des vis, comme pour le guide à appui muqueux.

Dans le cas des guides à appui muqueux et dentaire l'étape de l'anesthésie constitue une source de malposition par rapport au projet initial. L'injection locale du produit anesthésiant crée des tuméfactions muqueuses peu perceptibles, pouvant parfois gêner l'insertion du guide ou favoriser une mise en place dans une position incorrecte. Les injections doivent être faites à distance des zones d'appui du guide.

1.2.1.2. Faible capacité de refroidissement lors du forage

L'utilisation de guides chirurgicaux augmente l'échauffement de l'os lors du forage[73]. Le guide diminue le potentiel de refroidissement de l'irrigation, en recouvrant le site opératoire et une partie du foret. La friction des forets en rotation dans les futs de guidage peut être responsable d'un réchauffement supplémentaire, surtout si les axes de forage ne sont pas bien respectés). Les instruments devront être vérifiés et remplacés régulièrement.

[72] SCHNEIDER D., MARQUARDT P., ZWAHLEN G., JUNG R.E., (2009).
[73] FERHAT M. ET AL., (2009).

Un forage séquentiel à vitesse adaptée avec un temps de refroidissement prolongé doit être mis en œuvre.

En effet, les douilles diminuent la qualité de l'irrigation externe. Dans leur étude Eriksson et al. précisent, qu'il ne faut jamais dépasser 47 degrés Celsius pendant une minute[74] lors du forage. Il faut penser à ne jamais échauffer l'os. Le fraisage de la corticale ne doit jamais dépasser quelques secondes et il vaut mieux procéder par technique alternée à 50 ml/min. Le foret doit régulièrement être retiré de l'os et du guide pour enlever les débris osseux et permettre un meilleur refroidissement.

Plus l'os sera dense, plus son échauffement peut être important. Cela peut entrainer un défaut de vascularisation et mauvaise ostéointégration de l'implant[75]. Il faut donc bien suivre les précautions recommandées par Missika et Bert[76], à savoir, le fraisage en quelques secondes, une durée du fraisage réduite et un temps de refroidissement rallongé.

1.2.1.3. Inhalation ou ingestion de pièces

Le patient peut ingérer ou inhaler des instruments, piliers prothétiques ou même des implants lors de la chirurgie[77] ce qui peut entrainer des complications graves et même menacer le pronostic vital. La prévention est la meilleure approche[78].

1.2.1.4. Altération du site implantaire

Un couple excessif au vissage de l'implant peut être responsable d'une nécrose par compression. En revanche, un manque de stabilité primaire compromet également l'ostéointégration. Il convient de respecter les séquences de forage préconisé selon la densité osseuse. Selon la littérature le couple d'insertion optimale est d'environ 35 à 45 Ncm[79].

Eventuellement, la stabilité primaire peut être retrouvée en remplaçant l'implant par celui de longueur ou de diamètre supérieur si le volume osseux le permet. L'insertion d'implants inadéquats peut provoquer des complications d'après le tableau de Schneider :

- L'insertion d'implants plus larges impliquerait 5.1% des complications de son étude.
- L'insertion d'implants plus courts impliquerait 2.6% des complications de son étude.
- L'insertion d'implants moins large impliquerait 2.6% des complications de son étude.

[74] ERIKSSON A. and ALBREKTSSON T., (1984).
[75] ERIKSSON A. and ALBREKTSSON T., (1982).
[76] MISSIKA P., BERT M., and BUSSAC G., (1998).
[77] BERGERMANN M., DONAL P.J. , and DANIEL F., (1992).
[78] BARKMEIER W., COOLEY R.L., ABRAMS H., (1978).
[79] MISSIKA P., BERT M., BUSSAC G., (1998).

1.2.1.5. Complications opérateurs dépendants

Des erreurs de simulation et d'implantation peuvent avoir lieu surtout en période d'apprentissage du chirurgien. Elles peuvent se traduire par un positionnement inadéquat de l'implant avec fenestration de la corticale ou complications ultérieures prothétiques.

Le temps de la chirurgie peut aussi être plus long et peut entrainer des complications postopératoires. Avec l'expérience le praticien acquiert assurance et rapidité ce qui diminue le risque de complications.

Une étude réalisée par A. Pettersson et al. de 25 modèles en plastique[80], a permis d'évaluer l'importance du facteur opérateur sur la précision de la technique assistée par ordinateur. En ce qui concerne les implants placés et les implants virtuels, ou planifiés, une différence significative a été détectée pour le point d'entrée, l'apex et la profondeur, mais pas au niveau de l'angle. Cependant il faut retenir que les mâchoires étaient en plastique ce qui modifie les conditions d'implantation.

1.2.1.6. Complications patients-dépendants

- Capacité du patient à mordre de façon reproductible et capacité d'ouverture buccale peuvent entrainer des complications ou au contraire faciliter le travail du praticien.
- Consistance et épaisseur gingivale uniforme ou variable[81].
- Secteur à traiter.

Dans une étude, Pettersson vise à quantifier la différence entre les positions planifiées, virtuelle et réelles d'implants posés par le biais d'une chirurgie guidée et d'identifier les sites anatomiques induisant une plus grande imprécision.

L'étude nécessitait 17 cadavres totalement édentés[82] (pour poser 10 implants maxillaires et 7 mandibulaires), 145 implants ont été posés.

Le protocole d'analyse était semblable aux études précédentes. Trois examens tomographiques on été réalisés, deux avant l'intervention en vue de planifier avec Procera et une ensuite pour la comparaison des positions.

[80] JUNG, R.E, ET AL, (2009).
[81] FORTINI T.,BERDOUGO M., ROCH DE VALBRAY P., (2010).
[82] PETTERSSON A., AL, (2010).

Position	Point d'entrée	Apex	Profondeur	Translation	Angle
Valeur moyenne	1.06 mm	1.25 mm	0.28 mm	0.71 mm	2.64°
Intervalle de confiance	95% IC Entre 0.97 et 1.16 mm	95% IC Entre 1.13 et 1.36 mm	95% IC Entre 0.18 et 0.38 mm	95% IC Entre 0.61 et 0.81 mm	95% ic Entre 2.41 et 2.87°
Médiane	0.93	1.12	0.39	0.56	2.48

Figure 67: *Déviations des positions des implants étudiés de différentes planifications*

PETTERSSON, A., et AL, Accuracy of CAD/CAM-Guided Surgical Template Implant Surgery on Human Cadavers: Part I. J Prosthet Dent

Les déviations sont plus importantes à l'apex qu'au point d'entrée.

En conclusion de cette étude les différences entre implants virtuels de différentes planifications sont statistiquement significatives à l'apex, au point d'entrée, pour la profondeur, l'angle et la translation.

Il existe des biais : Le guide est maintenu par un mordu donc il existe un risque de malposition et peut entrainer une mauvaise planification et les cadavres sont congelés donc il peut être difficile de placer l'implant.

Dans la seconde partie de cette étude Petterson et al. ont réutilisé les 17 planifications virtuelles précédentes et a réalisé 10 000 planifications pour chaque implants et a comparé les aires obtenues aux positions réelles présentes sur les cadavres de la première étude, 145000 implants virtuels placés.

	Point d'entrée	Apex
Valeur moyenne maxillaire simulée	0.59	1.26
Valeur moyenne maxillaire réelle	1.79	4.55
Valeur médiane de la déviation des implants réels maxillaire	1.04 mm	0.94 mm
Valeur moyenne mandibulaire simulée	0.54	1.29
Valeur moyenne mandibulaire réelle	1.83	4.63
Valeur médiane de la déviation des implants réels mandibulaire	1.23 mm	1.48 mm

Figure 68: *Déviations des positions des implants étudiés et implants réels*

PETTERSSON, A., et AL, Accuracy of CAD/CAM-Guided Surgical Template Implant Surgery on Human Cadavers: Part I. J Prosthet Dent

Ces résultats permettent de comparer les valeurs des déviations à l'apex des valeurs au point d'entrée, à la mandibule et au maxillaire. Ils permettent également de comparer mandibule et maxillaire. Les résultats ont montré que le quadrant postérieur de la bouche présente des variations plus importantes que le quadrant antérieur.

La précision diminue donc en distal. Ces résultats sont logiques et concordent avec une difficulté croissante en postérieur due au manque de visibilité et de place. L'ouverture buccale du patient jouera un rôle clef dans la réussite du traitement.

- Homogénéité de l'os

Selon la classification de Lekholm et Zarb (1985) de la qualité osseuse, on distingue quatre classes d'os en fonction de la proportion d'os cortical très dense, par rapport à l'os trabéculaire.

Classe I : constituée presqu'exclusivement d'os cortical (Région symphysaire mandibulaire).

Classe II : os cortical épais entourant un cœur spongieux à trabéculations denses (secteur prémolaire maxillaire).

Classe III : os cortical fin entourant un cœur spongieux à trabéculations denses (secteur postérieur mandibulaire et antérieur maxillaire).

Classe IV : os cortical fin entourant un os spongieux peu dense (région postérieure maxillaire).

Dans les os de type II et III, et lorsque la densité et le volume osseux sont normaux, le protocole de forage est dit standard. Il s'agit de suivre les recommandations d'utilisation du système implantaire choisi. La séquence de forets, pointeur, pilote intermédiaire et terminal sont utilisés sous irrigation entre 1 000 et 1 500 tours par minute (variable selon les systèmes).

Dans un certain nombre de cas rares, lorsque la densité osseuse est très importante, os de type 1, le passage d'un foret supplémentaire en fin de préparation peut être nécessaire pour ne pas mettre en place l'implant avec un couple de serrage trop fort, risquant d'entraîner un échauffement de l'os.

Ces deux forets permettent ainsi une insertion plus douce de l'implant.

- *Foret cortical :* de diamètre 3,85 mm pour un implant de 4 mm de diamètre, il permet d'élargir légèrement le diamètre du dernier forage.
- *Le taraud* permet de préparer le pas de vis implantaire dans l'alvéole.

Si la qualité de l'os présente l'association de deux types d'os il est d'autant plus difficile de suivre un protocole. Par exemple la région sous-sinusienne présente deux caractéristiques. L'os y est peu abondant et de très faible densité. De nombreuses techniques ont été décrites pour permettre la pose d'implants dans cette région. Celles-ci impliquent toutes une modification du protocole de forage. Les deux principales sont la technique de Summers et le comblement sinusien par voie latérale.

Nature de la complication	Nombre de patients	Distribution des complications (%)	Patients (%)
Accès insuffisant	10	25.6	2.3
Greffe osseuse nécessaire	8	20.5	1.9
Fenestration	3	7.7	0.7
Fracture du guide chirurgical	3	7.7	0.7
Manque de stabilité primaire	1	2.6	0.2
Insertion d'implants plus large	2	5.1	0.5
Insertion d'implants plus courts	1	2.6	0.2
Insertion d'implant moins large	1	2.6	0.2
Impossibilité de placer l'implant	1	2.6	0.2
Infections forés	3	7.7	0.7
Sinusite aigue	2	5.1	0.5
Fistule marginale	1	2.6	0.2
Fistule bucco-sinusienne	1	2.6	0.2
Douleurs prolongées	1	2.6	0.2
Défaut Gingival	1	2.6	0.2
Total	**39**	**100**	**9.1**

***Figure 69**: Tableau Complications de la chirurgie et fréquence*

PETTERSSON, A., et AL, Accuracy of CAD/CAM-Guided Surgical Template Implant Surgery on Human Cadavers: Part I. J Prosthet Dent

1.3. Complications post-opératoires.

1.3.1. Infections œdèmes et douleurs[83]

- Infections

Les guides chirurgicaux sont considérés comme des dispositifs médicaux critiques. C'est-à-dire tout matériel ou dispositif médical qui au cours de son utilisation pénètre dans des tissus ou cavités stériles ou dans le système vasculaire d'une personne. Ces instruments sont donc classés comme à haut risque de transmission d'infection.

Les guides chirurgicaux parfois réalisés à l'aide de résine thermosensible ne peuvent pas supporter une stérilisation classique par autoclave, soit 134 degrés pendant 18 minutes. Un traitement de désinfection suivi d'un rinçage à l'eau stérile est alors réalisable.

En effet un problème de désinfection ou de stérilisation peut conduire à des complications telles qu'une infection des sites forés, une sinusite aigüe ou des fistules marginales ou bucco-sinusienne

- Œdèmes et douleurs

Le patient peut subir les conséquences d'une chirurgie telle que les œdèmes qui est une réaction normale à une opération ou des douleurs qui sont souvent dues à la réalisation de lambeaux et décollements de la gencive.

1.3.2. Complications prothétiques

Une méta-analyse[84] couvrant les complications prothétiques de l'implantologie assistée par ordinateur a été réalisée sur 69 patients issus de deux études. 13 patients sur les 69 ont été sujets à une complication.

- La complication la plus fréquente est la mauvaise adaptation des piliers à la prothèse, 38,5%.
- Suivie de la nécessité de procéder à des ajustements excessifs de l'occlusion, 23.1%.
- Et enfin les prothèses n'ont pas pu trouver l'assise finale prévue dans, 15.4% des complications.

Toutes les complications ont été trouvées dans le cadre d'une mise en charge immédiate avec une prothèse préfabriquée. Ces complications sont dues aux écarts entre la position de l'implant prévu lors de la planification et la position réelle.

C'est pourquoi la conception de la prothèse provisoire immédiate à l'avance par le laboratoire nécessite une planification et un placement implantaire de haute précision. Lors de la phase

[83] McDONNELL M. and BURKE P., (2011).
[84] SCHNEIDER D., MARQUARDT P., ZWAHLEN G., JUNG R.E., (2009).

d'insertion le praticien pourra être amené à effectuer des retouches pour empêcher les problèmes de phonation et les morsures jugales.

De plus la prothèse provisoire immédiate peut présenter des fragilités aux niveaux des perforations permettant le passage des piliers prothétiques avant la connexion en bouche. Ces ouvertures sont responsables de la plupart des fractures de prothèse, surtout lors de l'essayage.

Nature de la complication	Nombre de patients	Distribution des complications (%)	Patients (%)
Mauvaise adaptation des piliers à la prothèse	5	38.5	7.2
Ajustement occlusal excessif	3	23.1	4.3
Assise incomplète de la prothèse due à une interposition osseuse	2	15.4	2.9
Mobilité de la prothèse	1	7.7	1.4
Problème de phonation	1	7.7	1.4
Morsure de joue	1	7.7	1.4
Total	**13**	**100**	**18.8**

Figure 70: *Complications prothétique chez 69 patients et leur fréquence*

SCHNEIDER D, MARQUARDT P, ZWAHLEN, JUNG RE, A Systematic Review on the Accuracy and the Clinical Outcome of Computer-Guided Template-Based Implant Dentistry. Clin Oral Implants Res.

2. LIMITES DE LA CHIRURGIE GUIDEE

Même si l'implantologie assistée par ordinateur permet le progrès de la chirurgie guidée, l'utilisation de guides chirurgicaux présente certaines limites.

2.1. Manque d'accès

Le manque d'accès est la problématique la plus fréquente liée à l'utilisation de guides chirurgicaux. Dans plus de 25% des cas de l'étude de Schneider et Al. de 2009. Il faudra donc procéder à une mesure systématique de l'ouverture buccale avant la réalisation d'une chirurgie guidée. Selon « Notice.Technika 3D pdf » l'ouverture buccale devra être de 4 à 6 cm pour insérer le guide chirurgical et les forets.

2.2. Planification

2.2.1. Erreur de planification et déviation[85]

La planification doit être réalisée attentivement par le praticien car l'erreur humaine est possible[86]. Chaque position dans les trois plans de l'espace de chaque implant doit bien être contrôlée. Il est déconseillé de déléguer cette tache.

Il est très important de prendre en compte la précision de la chirurgie guidée. En effet, de nombreuses études montrent des divergences moyennes de l'ordre de 1 à 2 mm[87] aux points d'impacts et aux apex avec 6 à 8 degrés d'angulation par rapport à la planification[88].

Les déviations peuvent être dues à l'imagerie 3D[89], au logiciel de planification 3D, aux techniques de fabrication du guide[90] ou aux techniques chirurgicales.

Une étude in-vitro[91] compare l'image scannée pré opératoire avec l'image post opératoire. Cette étude précise les déviations latérales au point d'entrée, au col et à la pointe du forage, l'apex et la déviation angulaire des implants réellement posés sur des modèles par rapport aux implants planifiés.

[85] DANDEKERI S., (2013).
[86] NICKENIG H.J. ET AL, (2012).
[87] D'HAESE M. ET AL, (2012 b).
[88] DREISEIDLER T. ET AL, (2012).
[89] VALENTE F., SCHIROLI G., SBRENNA A., (2009).
[90] CASSETTA M. ET AL, (2011).
[91] LEE J.H. ET AL, (2013).

Résultats de l'étude des déviations de A. Pichler[92]

Déviation à l'apex	Déviation au col	Déviation angulaire (degrés)
Moyenne 0.43 mm Ecart type 0.28 mm Minimum 0.1 mm Maximum 1.0 mm	Moyenne 0.33 mm Ecart type 0.25 mm Minimum 0 mm Maximum 0.7 mm	Moyenne 1.1° Ecart type 1.3° Minimum 0° Maximum 4°

2.2.2. Simulation informatique du projet implantaire

La simulation peut commencer une fois le fichier DICOM issu de l'examen Scanner est converti dans un format compatible avec le logiciel de planification. Celle-ci peut prendre jusqu'à 2h en fonction de la complexité du cas er de l'expérience du praticien. De plus le prix du logiciel den3000 à 8000 euros et de l'abonnement aux mises à jour du logiciel, de 500 à 1000 euros par an, entraine un coût supplémentaire.

2.3. Erreur de fabrication du guide chirurgical (délai et coût)

La société éditrice du logiciel procède au contrôle de faisabilité de fabrication du guide chirurgical pour ainsi valider cette fabrication. Le positionnement des implants est passé en revue par rapport aux possibilités de fabrication du guide chirurgical. Il faut une certaine distance entre deux implants afin de fixer les cylindres de guidage respectifs et de les renforcer avec suffisamment de résine pour leur assurer une bonne résistance mécanique[93].

Une fois la validation du projet de simulation faite, le guide est fabriqué soit par stéréolithographie (pour Simplant® et Nobel Clinician®) soit par transformation du guide radiologique en guide chirurgical (EasyGuide®).

Pour les guides stéréolithographiques il y a peu de probabilité qu'il y ait des imprécisions majeures à la fabrication du guide chirurgical.

La fabrication du guide Skyplanx est différente et réalisée par un technicien de laboratoire sur une table de montage spécifique. En principe, le respect des protocoles et les nombreux contrôles évitent les erreurs.

Cette étape prend entre 5 et 8 jours auxquels il faut rajouter le délai d'acheminement du guide chirurgical chez le praticien, entre 1 et 3 jours.

Le prix d'un guide chirurgical varie entre 250 et 900 euros selon les fabricants et le nombre d'implants concernés.

[92] PICHLER A., (2012).
[93] D'HAESE M. ET AL, (2012).

2.4. Essayage du guide chirurgical

Avant la chirurgie, il est important d'essayer le guide chirurgical en bouche pour vérifier son adaptation et la compatibilité avec l'ouverture buccale du patient.

2.5. Chirurgie guidée

Lors des premiers cas traités, la chirurgie est l'étape la plus longue de par la mise en place du guide. Mais avec l'habitude et la maitrise qui suit une courbe d'apprentissage, la chirugie se déroule plus rapidement.

Pour un chirurgien expérimenté le temps opératoire est en moyenne de 6 à 10 minute par implant. Grâce à la précision, la mise en place de l'éventuelle prothèse transitoire est rapide. Si nécessaire elle sera ajustée pour une insertion sans contrainte.

En conclusion la chirurgie guidée entraine des couts supplémentaires et un délai plus important entre la préparation du cas et son exécution par rapport à la chirurgie conventionnelle. Cependant elle permet une intervention plus simple et plus rapide que la méthode classique.

CONCLUSION

L'implantologie est sans doute une des plus grandes avancées de la dentisterie moderne. Ces trois dernières décennies ont bouleversé les méthodes de traitement de l'édentation unitaire, partielle et totale, au point même de changer les standards de l'éthique.
On peut d'ailleurs considérer que c'est une faute grave, si l'option implantaire n'a pas été étudiée et proposée préalablement à toute décision thérapeutique.

Si la notion de traitement peu invasif est maintenant acquise, celle de prévisibilité du résultat devient impérative. Or l'implantologie ne répond pas seulement à des pré-requis fonctionnels mais aussi à une demande esthétique.

La complexité du traitement prothétique implantaire réside dans les indications, l'analyse pré-implantaire et l'élaboration du plan de traitement. La mise en place d'implants, fait aujourd'hui partie intégrante de nos thérapeutiques. Cette pratique est désormais parfaitement codifiée et les praticiens doivent se conformer aux bonnes pratiques. Les praticiens qui posent des implants s'aident souvent de guides chirurgicaux.

Après avoir passé en revue les définitions du guide chirurgical et évaluer sa précisions selon la littérature, nous avons énuméré et comparé les différents systèmes et logiciels des guides chirurgicaux existants.
Enfin nous nous sommes attardés sur l'examen tomodensitométrique : le CBCT, première étape pour confectionner un guide chirurgical, ainsi que les artéfacts qui en découlent, comme les artéfacts mécaniques ou de durcissement, et tout particulièrement les artéfacts de mouvement.
Nous avons réalisé une étude prospective de 20 patients sur cet artéfact de mouvement.

Lors de ce travail, nous avons d'abord décrit ces guides à travers différentes études et consensus afin d'aboutir à certaines conclusions et avertissements.

L'utilisation des logiciels de simulation implantaire permet de mieux appréhender l'anatomie de chaque patient et de simplifier la planification. Cette première étape est fondamentale car c'est de cette planification que découleront les prochaines étapes.

Beaucoup de praticiens réalisent au préalable un guide radiographique afin de mieux visualiser les axes prothétiques idéaux.
Cependant les étapes s'accumulent : la réalisation du guide radiologique, l'examen radiographique, la simulation informatique de nos futurs implants, et bien sûr la réalisation du guide stéréolithographique ; l'essayage de celui-ci, et la chirurgie guidée elle-même.
Ces étapes successives peuvent être à l'origine de nombreuses erreurs et de surcroît, risquent de diminuer la précision de la chirurgie.

Le procédé de stéréolithographie ne présente pas d'imprécisions majeures.

En revanche les artéfacts de radiographie jouent un rôle, notamment l'artéfact de mouvement.
Selon notre étude les artéfacts de mouvement correspondent à moins de 13% de l'ensemble des erreurs possibles.

Nous avons montré de manière statistiquement significative que :

- L'origine du décalage entre les CBCT des patients et les scans des maitres modèles est en partie due au mouvement du patient selon les données statistiquement significatives.
  Il faut cependant bien prendre en compte les biais de cette étude.
- Plus le patient est en mouvement, plus le décalage, entre le CBCT des patients et le scan des maîtres modèles, est grand.
  Selon les données du facteur de mouvement (non caractérisés par le constructeur), nous pouvons observer ceci par la différence importante entre le patient 5 avec une mesure de 0.66 mm et le patient 9 ayant une mesure de 0.08 mm.
- Plus la distance entre la canine du patients et du maître modèle est élevée, plus l'imagerie présente des artéfacts de mouvements et donc des imprécisions.
- Les imprécisions sont de l'ordre de 0.25 mm avec un écart type de 0.16 mm.
  Ces imprécisions proviennent de différents facteurs: du maître modèle et de la radiographie dont l'artéfact de mouvement.
- Un écart de 0.25 mm (+/- 0.16mm) du guide chirurgical peut impliquer des erreurs lors de la chirurgie implantaire, comme la déviation coronale du site d'implantation et/ou la déviation de l'axe implantaire par rapport à la planification. Cet écart augmente le facteur d'imprécision et dévie la position de l'implant créant des prothèses en porte-à-faux et des problèmes prothétiques. Ces erreurs se répercutent alors sur confection du guide chirurgical.

Sarment[94] qui compare la pose d'implants sans et avec guide chirurgical sur des modèles, conclut que le guide augmente la précision de la pose d'implants.
Nickenig[95] constate qu'il y a une différence entre la planification et la pose d'implants.
Les études d'Ozan et Schneider mettent en évidence des variations en fonction du type d'appui de guide : le guide à appui dentaire reste le plus précis, puis c'est le guide à appui muqueux et enfin le guide à appui osseux.

Le guide chirurgical est équipé de canons de forage permettant de réaliser un protocole sécurisé c'est-à-dire reproduisant la planification créée sur un logiciel de simulation implantaire.
Peut-on accepter une déviation? Si l'on veut placer un implant le plus précisément possible dans une zone à risque, sur une crête fine ou dans la zone antérieure par exemple, le guide chirurgical est-il indiqué? Le millimètre de déviation est-il acceptable dans de telles conditions?
Un praticien novice peut se voir confier un tel outil de travail, s'il est accompagné d'un praticien expérimenté. Il en obtient une aide et doit suivre des formations.
L'utilisation de guides chirurgicaux en implantologie reste une avancée dans le domaine de la chirurgie implantaire guidée.

Néanmoins la précision du guide chirurgical n'est pas pleinement satisfaisante.

[94] SARMENT D.P., SURKOVIC P., CLINTHORNE N., (2003).
[95] NICKENIG H.J. ET AL, (2012).

Les nombreuses étapes et les transferts de données entre chaque étape avant la réalisation d'un guide sont encore des facteurs d'erreurs peu contrôlables.
Pour diminuer ces erreurs, Nous devons nous diriger vers la simplification du geste chirurgical, et la diminution du nombre d'étapes avec une possibilité de fabrication du guide chirurgical au cabinet (ce qui pourrait diminuer le coût de fabrication).

Pour palier aux artéfacts cinétiques physiologiques ou « Motion artefacts », nous pourrons peut-être un jour utiliser des filtres ou des algorithmes, comme lors de radiothérapie en médecine, lors des scanners et Cone Beam 4D du thorax ou en cardiologie.
Les mouvements systoliques et diastoliques ou les mouvements respiratoires sont extraits[96] lors de la prise radiographique.

Cependant ces mouvements physiologiques sont prédictibles et donc possibles à soustraire, contrairement aux mouvements volontaires aléatoires qui sont impossibles à extraire.

Il serait intéressant par la suite de poursuivre cette étude en comparant et superposant le CBCT d'un patient avec son empreinte optique.
En effet celle-ci pourra être plus de précise que le modèle en plâtre et un jour pourra peut-être devenir aussi précise qu'un CBCT.

Il nous faut espérer que cette technologie n'en reste pas là et que le progrès nous permettra d'utiliser les guides chirurgicaux plus aisément et peut-être même plus tard vers des systèmes robotiques chirurgicaux.

[96] RIT S., SARRUT D., BOLDEA V., GINESTET C., (2006).

Faculté
de chirurgie dentaire

UNIVERSITÉ DE STRASBOURG

SIGNATURE DES CONCLUSIONS

Thèse en vue du Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Nom - prénom de l'impétrant : MESSAS Audrey

Titre de la thèse : Le guide chirurgical: indications et limites.

Directeur de thèse : Directeur Abdessamad BOUKARI

VU
Strasbourg, le : 14 octobre 2016
Le Président du Jury,

Professeur Y. HAÏKEL

VU
Strasbourg, le : 14 OCT. 2016
Le Doyen de la Faculté
de Chirurgie Dentaire de Strasbourg,

Professeur C. TADDEI

Faculté de Chirurgie Dentaire de Strasbourg - service de scolarité / bureau des thèses
8 rue Sainte Elisabeth - 67000 Strasbourg - Tel. : 03 68.85.60 80

BIBLIOGRAPHIE

BARKMEIER W., COOLEY R.L., H ABRAMS. (1978). Preventions of Swallowing or Aspiration of Foreign Objects, *J Am Dent Assoc.,* 97, p: 473-476.

BEHNEKE A., BURWINKEL M., BEHNEKE N. (2011). Factors Influencing Transfer Accuracy of Cone Beam CTderived Template- Based Implant Placement. *Clin Oral Implants,* 21, p: 339–341.

BELLAICH N. (2014). Cone Beam Pratique en odontostomatologie GENERALITES : Principe, Technique, Qualité D'image, Artéfacts, Types d'appareil, Indications, *Dental Tribune, Edition Française*.

BELLAICHE N. (2000). Imaging in Oral Implantology, *Implant and Restorative Dentistry by G. Scortecci, Carl E. Misch, Benner Klaus-U. Martin Dunitz*, p 178-196.

BERGERMANN M., DONAL P.J., and DANIEL F. (1992). Screwdriver Aspiration : A Complication of Dental Implant Placement, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*.

BESIMO C.E., LAMBRECHT J.T., and GUINDY J.S. (2000). Accuracy of Implant Treatment Planning Utilizing Template-Guided Reformatted Computed Tomography. *Dentomaxillofac. Radiol.*, 29, p: 46-51.

BOUCHET H., FORTIN T., GUGLIELMI P-A. (2007). Chirurgie implantaire robotisée et gestion des crêtes fines. 1ere Partie : Principe du système CAD Implant. *L'information Dentaire N° 13-28*.

BRODALA N. (2009). Flapless Surgery and Its Effect on Dental Implant Outcomes, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24, p: 118-125.

CAMPELO L.D, CAMARA J.R. (2002). Flapless Implant Surgery : A 10-Yrar Clinical Retrospective Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 17, p: 271-276.

CASSETTA M. ET AL. (2011). Depth Deviation and Occurrence of Early Surgical Complications of Unexpected Events Using a Single Stereolithographic Surgi-Guide, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 40, p: 1377-1387.

CAVEZIAN R., PASQUET G. (2005). *L'imagerie médicale en odontologie*, *édition CDP*.

CHAMROUKHI F. (2012). Méthodes de classification pour La segmentation d'image, *Module in1, Master 1 sis.ustv, lsis UMR CNRS 6168*.

DAAS M., DADA K., POSTAIRE M., VICAUD F., RAUX D., BRUTUS V. (2008). Les traitements implantaires avec NobelGuide, *Quintessence International édit, Paris.*

DAVARPANAH M., SZMUKLER-MONCLER et AL. (2007). Théorie et pratique de la mise en charge immédiate, *Quintessence International.*

DAVARPANAH M., SZMUKLER-MONCLER S., DAVARPANAH K., RAJZBAUM P. (2011). Implantologie assisté par ordinateur, *JPIO*.

DAWOOD A. (2012). Clinical Case NobelReplace® Conical Connection and NobelGuide®, *Cas cliniques NobelBiocare*.

DERRIEN G. (1988). Les polymères polyuréthanes pour la coulée des empreintes, *Cah Prothèse*.

DEYROLLE G. (1973). Etude comparative des propriétés essentielles des matériaux utilisés pour le moulage des répliques en prothèse conjointe. *Thèse de 3e cycle ; Sciences Odontologiques : Université Paris 5*.

D'HAESE M. ET AL. (2012 a). Accuracy and Complications Using Computer-Designed Stereolithographic Surgical Guides for Oral Rehabilitation by Means of Dental Implants: A Review of the litterature, *Clin Implant Dent Relat Res.*, 14, p: 321-335.

D'HAESE M. ET AL. (2012 b). A Prospective Study on the Accuracy of Mucosally Supported Stereolithographic Surgical Guides in Fully Edentulous Maxillae, *Clin Implant Dent Relat Res*, 14, p: 293-303

DILLENSEGER J.P., MOERSCHEL E. (2009). *Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie*, *Masson*.

DREISEIDLER T. ET AL. (2012). Accuracy of a Newly Developed Open-Source System for Dental Implant Planning, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 27, p: 128-137.

ERIKSSON A. and ALBREKTSSON T. (1984). The Effect of Heat on Bone Regeneration : An Experimental Study in the Rabbit Using the Bone Growth Chamber, *Oral and Maxillofacial Surgery,* 42, p: 705-711.

ERIKSSON A.E. and ALBREKTSSON T. (1982). Thermal Injury to Bone. A Vital-Microscopic Description of Heat Effect, *Int J Oral Surgery*, 11, p: 115-121.

ERSOY, A.E, et al. (2008). Reliability of Implant Placement with Stereolithography Surgical Guides Generated from Computed Tomography: Clinical Data from 94 Implants, *J. Periodontal*, 79, p.: 1339-1345.

FERHAT M. ET AL. (2009). Effect of Surgical Drill Guide on Heat Generated from Implants Drilling, *J Oral Maxillofac Surg*ery, 67, p: 2663-2668.

FORTIN T., BOSSON J.L., ISIDORI M., BLANCHET E. (2006). Effect of Flapless Surgery on Pain Experienced in Implant Placement Using Image-Guided System, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21, p: 298-304.

FORTIN T., BOUCHET H., CHAMPLEBOUX G., BUATOIS H., VALOIS C., KHAMES K., CHA-VRIER C., COUDERT JL. (2002). Gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur en implantologie orale : note technique portant sur un guide chirurgical, *L'Information Dentaire*.

FORTIN T., CHAMPLEBOUX G., LORMEE J., COUDERT JL. (2000). Precise dental Implant Placement in Bone using Surgical Guides in Conjunction with Medical Imaging Techniques, *J Oral Implantol*.

FORTIN T., CHAMPLEBOUX G., LORMEE J., COUDERT JL. (2002). Precision of Transfer of Preoperative Planning for Oral Implants Based on Cone-Beam CT-Scan Images Through a Robotic Drilling Machine, *Clin Oral Impants Res*, 6, p: 651-656.

FORTIN T., BERDOUGO M., Roch de VALBRAY (2010). Protocole de forage, Le *Fil dentaire.*

FRISARDI G., CHESSA G., BARONE S., PAOLI A., and RAZIONALE A., FRISARDI F. (2011). Integration of 3D Anatomical Data Obtained by CT Imaging and 3D Optical Scanning for Computer Aided Implant Surgery, *BMC Med Imaging*, 21, p: 5.

GEORGEL S., (2012), La Chirurgie Implantaire Guidée Assistée Par Ordinateur, *Dental Tribune International*.

GILLOT L., NOHARET R., CANNAS B. (2010). Guided Surgery and Presurgical Prosthesis: Preliminary Results of 33 Fully Edentulous Maxillae Treated in Accordance with the NobelGuide® Protocol, *Clin Implant Dent Relat Res*, 12, p:104-113.

GOUDOT P., LACOSTE J.P. (2013). *Guide d'implantologie*, Elsevier *Masson*.

GOUTMAN T. (2013). The precision of surgical guides in CAD-CAM Implant surgery, *Rev Odont Stomat.*

HASSON N. (2013). TRIPODE- Un Nouveau Protocole Pour La Mise En Charge Immédiate Des Prothèses Complètes Sur Implants, *Dental Tribune International*.

HASSON N. (2014). Guides Chirurgicaux En Implantologie : Indications et Limites, *Dental Tribune International*.

HORWITZ J., ZUABI O., MACHTEI E. (2009). Accuracy of a Computerized Tomography-Guided Template-Assisted Implant Placement System: An in Vitro Study, *Clinical Oral Implants Research*, 20, p: 1156–1162.

JAN D'HAESE ET AL. (2012). A Prospective Study on the Accuracy of Mucosally Supported Stereolithographic Surgical Guides in Fully Edentulous Maxillae: Mucosally Supported Stereolithographic Surgical Guides, *Clin Implant Dent Relat Res*, 14, p: 293-303.

JUNG, R.E, et AL. (2009). Computer Technology Applications in Surgical Implant Dentistry : a Systematic Review, *Int J Oral Maxillofac Implants*.

KALENDER W.A. (2011). Computed Tomography: Fundamentals, Publicis publishing System Technology, Image Quality, Application, *3ième édition.*

KNIPE H.,DAWES L. ET AL. (2015). Ring Artfact Case, *Radiopaedia.org.*

LAEDERACH V., MUKKADAM K., PAYER M., FILLIPI , and KUHL S.. (2016). Deviations of Different Systems for Guided Implant Surgery, *Clinical Oral Implants Research*.

LEE J.H. ET AL. (2013). An Assessment of Template-Guided Implant Surgery in Terms of Accuracy and Related Factors, *J Adv Prosthodont*, 5, p: 440-447.

LOUBELE M., JACOBS R., MAES F., DENIS K., WHITE S., COUDYZER W. ET AL. (2008). Image Quality vs Radiation Dose of Four Cone Beam Computed Tomography Scanners, *Dentomaxillofac Radiol*, 37, p: 309-318.

MARCHADIER A. (2011). Analyse D'images de Tomographie X Chez Le Petit Animal, *Thèse université d'Orléans*.

McDONNELL and P. BURKE. (2011). Disinfection: Is It Time to Reconsider Spaulding? , *J Hosp Infect*, 78, p: 163-170.

MISSIKA P., MARC BERT, BUSSAC G. (1998). Chirurgie implantaire, *Edition CDP.*

NARD C., BORRI C., REGINI F., CALISTRI L., CASTELLANI A., LORINI C., COLAGRANDE S. (2015). Metal and Motion Artefacts by Cone Beam Computed Tomography (CBCT) in Dental and Maxillofacial Study, *Radiol Med*.

NEUGEBAUER J. AL. (2006). Three-Dimensional Diagnostics, Planning and Implementation in Implantology, *Int J Comput Dent,* 9, p: 307-319.

NICKENIG J.H. ET AL. (2012). Possibilities and Limitations of Implants Placements by Virtual Planning Data and Surgical Guide Templates, *Int J Comput Dent*., 15, p: 9-21.

OGOLNICK R., PICARD B., DENRY I. (1992). *Cahiers de biomatériaux dentaires 2, Matériaux organiques*, *édition MASSON.*

ORENTLICHER G., ABBOUD M. (2011). Guided Surgery for Implant Therapy, *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, 23, p: 239-256.

OZAN O. et al. (2009). Evaluation of Three Different Types of Computed Tomography Derived Stereolithographic Surgical Guides in Implant Placement, *J Oral Maxillofac Surg*, 67, p: 394-401.

PETTERSSON A., et AL. (2010). Accuracy of CAD/CAM-Guided Surgical Template Implant Surgery on Human Cadavers: Part I, *J Prosthet Dent*, 103, p: 334-342.

PICHLER A., RASSE M., ZANGERL A., WIDMANN G., PUELACHER W. (2012)**.** Accuracy of implant positioning in computer-supported dental implantology using the SKYplanX® Systems - an in vitro study**,** *Medical University Innsbruck review.*

MORIN R.L., GERBER T.C., McCOLLOUGH C.H. (2003). Radiation Dose in Computed Tomography of the Heart Circulation, *Special review: current perspective*, p: 917-922.

RIT S., SARRUT D., VLAD B., GUINESTET C. (2006). Extraction du signal respiratoire à partir de projections Cone-Beam pour l'imagerie TDM 4D, *Ts et Cancérologie*, 33, p: 3874-3900.

ROSENFELD A.L., MANDELARIS G.A., TARDIEU P.B. (2006 a). Prosthetically Directed Implant Placement Using Computer Software to Ensure Precise Placement and Predictable Prosthetic Outcomes. Part 1: Diagnostics, Imaging, and Collaborative Accountability, *Int J Periodontics Restorative Dent edition.*

ROSENFELD A.L., MANDERALIS G.A., TARDIEU P.B. (2006 b). Prosthetically Directed Implant Placement Using Computer Software to Ensure Precise Placement and Predictable Prosthetics Outcomes. Part 2: Rapid-Prototype Medical Modeling and Stereolithographic Drilling Guides Requiring Bone Exposure, *Int J Periodontics Restorative Den*t.

ROSENFELD A.L., MANDERALIS G.A., TARDIEU P.B. (2006 c). Prosthetically Directed Implant Placement Using Computer Software to Ensure Precise Placement and Predictable Prosthetics Outcomes. Part 3: Stereolithographic Drilling Guides That Do Not Require Bone Exposure and the Immediate Delivery of Teeth, *Int J Periodontics Restorative Dent*.

RULLIERE J. (2013). Intérêts Des Logiciels de Planification et de La Chirurgie Guidée,*Thèse Université de Lyon*.

SARMENT D.P., SURKOVIC P., CLINTHORNE N. (2003). Accuracy of Implant Placement with a Stereolithographic Surgical Guide, *Int J Oral Maxillofac Implants*.

SCHNEIDER D., MARQUARDT P., ZWAHLEN M., JUNG R.E. (2009). A Systematic Review on the Accuracy and the Clinical Outcome of Computer-Guided Template-Based Implant Dentistry, *Clin Oral Implants Res*, 20, p: 73-86.

SCHULZE R., HEIL U., GROB D., BRUELLEMAN D., DRANISCHNIKOW E., SCHWANECKE U. , SCHOEME E. (2011). Artefact in CBCT, *Dentomaxillofac Radiol*.

SEBAN A. and BONNAUD G. P. (2009). Le Bilan préopératoire à visée implantaire, *Masson.*

SHADI A., ABBES A., (2010). 3DMedical Volume Segmentation Using Hybrid Multiresolution Statistical Approaches. *Hindawi Publishing Corporation Advances in Artificial Intelligence, Article ID 520427*.

SHILPA DANDEKERI. (2013). Stereolihographic Surgical Template: A Review, *J Clin Diagn Res*, 7, p: 2093–2095.

STUMPEL L.J. (2012). Deformation of Stereolithographically Produced Surgical Guides: An Observational Case Series Report, *Clin Implant Dent Relat Res*, 14, p: 442-453.

TARDIEU P.B., PATTIJN V., GLOR F. (2004). Computer Guided Implantology Developments, *Dental Horizons,* Vol 2, p: 125-130.

VACHIER C. (1995). Extraction de caractéristiques, segmentation d'image et morphologie, *Mathématique Thèse ; l'Ecole Nationale Supérieure Des Mines de Paris*.

VAIDA C., MATTOUT P., LASCU L. (2006). Le concept NobelGuide. La plannification implantaire en 3D sur ordinateur, *J Parodontal Implantol Orale*, 5, p: 263-281.

VALENTE F., SCHIROLI G., SBRENNA A. (2009). Accuracy of Computer-Aided Oral Implant Surgery : A Clinical and Radiographic Study, *Int J oral Maxillofac Implants edition*.

VAN ASSCHE N., VAN STEENBERGHE D., GUERRERO M.E., HIRSCH E., SCHUTYSER F., QUIRYNEN M. ET AL. (2007). Accuracy of Implant Placement Based on Pre-Surgical Planning of Three-Dimensional Cone-Beam Images: A Pilot Study,*J Clin Periodontal*, 34, p: 816-821.

VERCRUYSSEN M. et AL. (2008). The Use of CT Scan Based Planning for Oral Rehabilitation by Means of Implants and Its Transfer to the Surgical Field: A Critical Review on Accuracy, *J Oral Rehabil*, 35, p: 454-474.

WICHMANN M., BERGLER M., and HOLST M. (2005). Method for the Production of a Set of Dentures for an Untoothed or Partially Toothed Jaw, *Device For Directional Cooling Of Biological Matter brevet* US 20070077535 A1.

WIDMANN G. and BALE R.J.. (2006). Accuracy in Computer-Aided Implant Surgery a review, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21, p: 305-313.

INDEX DES FIGURES

Figure 1 : Visualisation des structure anatomiques sur Codiagnostix® (site web Codiagnostix) 15
Figure 2 : Montage et réalisation Figure 3 : Duplicata par thermoformage 15
Figure 4 : Élément radio-opaque (gutta) dans le guide radiologique 15
Figure 5 : Les marqueurs apparaissent sur les coupes : 16
Figure 6 : guide radiologique Figure 7 : guide radiologique.....16
Figure 8 : guide radiologique en bouche 16
Figure 9 : Guide radiologique en bouche (Labo Amri).....17
Figure 10 : Guide chirurgical créé à partir d'un guide radiologique (Labo Amri) 18
Figure 11 : Saignée vestibulaire d'un Guide chirurgical créé à partir du guide radiologique 18
Figure 12 : Principe de la stéréolithographie (3Dnative) 19
Figure 13 : Les 3 axes du scanner 20
Figure 14 : Scanner Siemens Somaton à gauche (Pôle d'imagerie médicale des Hôpitaux Universitaires de Strasbourg ou HUS), Cone beam Newton VGi à droite (UF8609, Radiologie, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg) 21
Figure 15 : Réalisation d'une mise en charge immédiate(cas du Dr Hasson) 25
Figure 16: Douilles insérées dans du pléxiglace (Laederach et al, 2016) 30
Figure 17: Image prise après le forage avec position centrée (a) et après force excentrée (b)(Laederach et al, 2016).....31
Figure 18: Mesures des déviations coronales et apicales selon la force exercée calculées grâce au théorème de Phytagore (Laederache et al, 2016).....31
Figure 19: Capture d'écran du Logiciel Nobel Clinician 34
Figure 20 : Guide chirurgical à appui muqueux (Cas clinique de NobelGuide® par Dr Dawood) 35
Figure 21 : Index d'occlusion.....35
Figure 22 : Technique Tissu Punch (Cas clinique de NobeLGuide® par Dr Dawood).....36
Figure 23: Mise en place d'un implant Nobel à l'aide du guide chirurgical (Cas clinique de NobelGuide® par Dr Dawood) 36
Figure 24 : OPT de contrôle de la pose des implants (Cas clinique de NobelGuide® par Dr Dawood)36
Figure 25 : Mise en charge de la prothèse définitive (Cas clinique de NobelGuide® par Dr Dawood) 37
Figure 26: Positionnement des implants sur le système Simplant (cabinet du Dr Hasson). 40
Figure 27: Capture d'écran Logiciel EasyGuide (Cas clinique du Dr Juan Pedro Mazon Esteve).....43
Figure 28a et b: Guide radiologique EasyGuide avec le marqueur X (Cas clinique du Dr Jean Rieux). 43
Figure 29 : Segmentation des structures osseuses (cabinet du Dr Hasson).....46
Figure 30: Segmentation des structures dentaires (Cabinet du Dr Hasson) 47
Figure 31: Table de montage paramétrée (Cabinet du Dr Hasson).....47
Figure 32: Mise en place du guide chirurgical (cas clinque du Dr Hasson).....48
Figure 33: Mordu occlusal pour le maintien de la dimension vertical (Cas clinique du Dr Hasson) 48
Figure 34: Passage de la succession des forets (Cas clinique du Dr Hasson) 49
Figure 35: Pose des implants (Cas clinique du Dr Hasson) 49
Figure 36: Empreinte en vue de la réalisation d'une prothèse transitoire (Cas clinique du Dr Hasson)50
Figure 37: Prothèse sur implants transitoire (Cas clinique du Dr Hasson) 50
Figure 38: Pose de la prothèse transitoire (Cas clinique du Dr Hasson) 50
Figure 39: Prothèse définitive sur implants (Cas clinique du Dr Hasson) 50
Figure 40: Système du tripode de stabilisation (Cas Clinique du Dr Hasson) 51
Figure 41 : Artéfacts de mouvement sur un scanner (N. Bellaiche, 2014).....56
Figure 42: Artéfact de mouvement sur un Cone Beam: document donné par le Dr GROS à gauche (UF8609, Radiologie, HUS) et à droite :N. Bellaiche, 2014. 57
Figure 43 : Effet du Beam Hardening (N.Bellaiche, 2014).....59

Figure 44: Artéfacts de durcissement ou échos de bord entre plusieurs implants (tiré de données du Dr Hasson) 59
Figure 45: Artefacts métalliques (N. Bellaiche, 2014)....60
Figure 46 : Artéfact métallique (document donné par le Dr Gros, UF8609, Radiologie, HUS) 60
Figure 47: Segmentation avant / après nettoyage à main levée (images tirées du cabinet du Dr Hasson). 62
Figure 48 : Erreurs de segmentation lors du paramétrage des densités des structures (images tirées de documents du Dr Hasson). 63
Figure 49: Erreur de segmentation (images tirées de documents du Dr Hasson) 63
Figure 50 : Artéfact métallique (document donné par le Dr Gros, UF8609, Radiologie, HUS) 64
Figure 51: Effet du Ring Artéfact (Knipe H., 2015)....65
Figure 52 : Artéfact de contraste dû à un capteur mal calibré (N. Bellaiche ,2014) 65
Figure 53 : Cone Beam du cabinet du Dr Hasson et Associés. 68
Figure 54: Position du patient assis lors de la capture radiographique du CBCT (photographie prise au cabinet du Dr Hasson)....69
Figure 55: Scanner 3Shape D2000 70
Figure 56: Capture d'écran de l'image résultant du scannage d'un modèle par le 3 Shape D2000 71
Figure 57: Capture d'écran avant la superposition du scan du maître modèle et du Cone Beam du patient (Cabinet du Dr Hasson) 72
Figure 58: Capture d'écran lors de la superposition. Choix du premier point P01 sur 45 identique sur le Cone Beam du Patient et sur le modèle en plâtre (Cabinet du Dr Hasson) 72
Figure 59: Le scan du modèle en plâtre et du CBCT du patient superposés. 73
Figure 60: Plan coronnal des canines superposées (Cabinet du Dr Hasson) 74
Figure 61: Distance entre les sommets des cuspides des canines du Cone Beam du patient et du modèle au niveau du plan coronal où cette distance est la plus grande(Cabinet du Dr Hasson) 75
Figure 62: Exemple de modélisation d'une régression linéaire (Dr Hasson) 78
Figure 63: Déviation coronale latérale (documentation réalisée par le Dr Hasson) 82
Figure 64: Déviation de l'axe lors de pose avec un guide NobelGuide dento porté (Documentation réalisée par le Dr Hasson) 82
Figure 65: Facteur d'imprécision (Documentation réalisée par le Dr Hasson) 83
Figure 66: Mesures mésio-distal d'une incisive (Cabinet du Dr Hasson) 83
Figure 67: Déviations des positions des implants étudiés de différentes planifications 93
Figure 68: Déviations des positions des implants étudiés et implants réels 93
Figure 69: Tableau Complications de la chirurgie et fréquence 95
Figure 70: Complications prothétique chez 69 patients et leur fréquence 97

MESSAS KAHN Audrey – Indications et limites du guide chirurgical
Etude prospective sur les artéfacts de mouvements
(Thèse : 3ème cycle Sci. odontol. : Strasbourg : 2016 ; N°42).
N°43.22.74.42

Résumé :
Les implants dentaires constituent aujourd'hui la solution de choix pour la réhabilitation prothétique. Toute réhabilitation par prothèse sur implants doit être précédée d'un bilan pré-implantaire pour l'élaboration d'un projet prothétique.
Cette intervention peut être réalisée à l'aide d'un guide chirurgical fabriqué soit de manière artisanale soit par ordinateur : c'est la planification assistée par informatique.
Dans un premier temps nous abordons la chirurgie guidée, sa définition, et sa précision. Nous comparons dans un second temps les quatre principaux systèmes de chirurgie guidée: Simplant®, NobelClinician®, Easyguide® et Skyplanx® illustré d'un cas clinique.
Dans un troisième temps nous nous penchons sur la radiographie, première étape de la confection d'un guide chirurgical. Nous observons les artéfacts lors de la réalisation du CBCT, les artefacts cinétiques, mécaniques, ou de durcissements et les problèmes liés à la segmentation.
Une étude prospective de 20 patients a été réalisée sur les artéfacts de mouvements par le calcul des écarts entre les scans de modèles d'études et les CBCT des patients.
Les patients ayant une arcade complète mandibulaire, sans lésions dentaires ni réhabilitations prothétiques de 35 à 45 ont été choisis. Trois points de repères ont été fixés: le sommet des cuspides vestibulaires des premières prémolaires et le milieu interincisif.
Après la superposition du CBCT du patient et du scan du modèle d'étude, au niveau de coupe coronale des canines, la distance la plus élevée entre la pointe canine du scan et celle du modèle a été mesurée. Pour conclure, s'il y a une différence entre le scan et le CBCT, cela correspond en partie au mouvement du patient.
Enfin les complications qui peuvent découler de la chirurgie guidée et ces limites.

Rubrique de classement : Implantologie orale

Mots clés : Guide chirurgical, implants, Cone Beam, artéfact de mouvement, planification.

Me SH : Surgical guide, implants, Cone Beam, motion artifact, computer-assisted planing.

Jury :
Président : Professeur HAIKEL Youssef
Assesseurs: Docteur BOUKARI Abdessamad
Docteur GROS Catherine
Docteur BRIDONNEAU Thomas
Membre invité : Docteur HASSON Jean-Nicolas

Coordonnées de l'auteur :
Adresse postale :
MESSAS KAHN Audrey
20 rue Finkmatt
67000 Strasbourg
Adresse messagerie : audreymessas@hotmail.com