

UNIVERSITÉ DE TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

ANNÉE 2019

2019 TOU3 3025

THÈSE

POUR LE DIPLOME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par

Paul GELIOT

Le 08/07/2019

**Chirurgie implantaire guidée : proposition d'une nouvelle
méthode comparative entre position implantaire planifiée et
position réalisée.**

Directeurs de thèse : Pr Serge ARMAND et Olivier LE GAC

JURY

Président :	Pr Serge ARMAND
1 ^{er} assesseur :	Dr Philippe CAMPAN
2 ^{ème} assesseur :	Dr Delphine MARET-COMTESSE
3 ^{ème} assesseur :	Dr Olivier LE GAC



Faculté de Chirurgie Dentaire

→ **DIRECTION**

DOYEN

Mr Philippe POMAR

ASSESEUR DU DOYEN

Mme Sabine JONNIOT

CHARGÉS DE MISSION

Mr Karim NASR (*Innovation Pédagogique*) Mr Olivier HAMEL (*Maillage Territorial*) Mr Franck DIEMER (*Formation Continue*) Mr Philippe KEMOUN (*Stratégie Immobilière*) Mr Paul MONSARRAT (*Intelligence Artificielle*)

PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE

Mme Cathy NABET

RESPONSABLE ADMINISTRATIF

Mme Muriel VERDAGUER

→ **HONORARIAT**

DOYENS HONORAIRES

Mr Jean LAGARRIGUE □
Mr Jean-Philippe LODTER □
Mr Gérard PALOUDIER
Mr Michel SIXOU
Mr Henri SOULET

→ **ÉMÉRITAT**

Mr Damien DURAN
Mme Geneviève GRÉGOIRE Mr Gérard PALOUDIER

→ **PERSONNEL ENSEIGNANT**

56 Section CNU 56 : Développement, Croissance et Prévention

56.01 ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE et ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE (Mme BAILLEUL-FORESTIER)

ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE

Professeurs d'Université : Mme BAILLEUL-FORESTIER, Mr. VAYSSE
Maîtres de Conférences : Mme NOIRRIT-ESCLASSAN, Mme VALERA, Mr. MARTY
Assistants : Mme BROUTIN, Mme GUY-VERGER
Adjoint d'Enseignement : Mr. DOMINE, Mme BROUTIN, Mr. BENETAH

ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Maîtres de Conférences : Mr BARON, Mme LODTER, Mme MARCHAL, Mr. ROTENBERG, Assistants Mme ARAGON, Mme DIVOL,

56.02 PRÉVENTION. ÉPIDÉMIOLOGIE. ÉCONOMIE DE LA SANTÉ. ODONTOLOGIE LÉGALE
(Mr. HAMEL)

Professeurs d'Université : Mr. SIXOU, Mme NABET, Mr. HAMEL
Maître de Conférences : Mr. VERGNES,
Assistant: Mr. ROSENZWEIG,
Adjoints d'Enseignement : Mr. DURAND, Mlle. BARON, Mr LAGARD, Mme FOURNIER

Section CNU 57 : Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

57.01 CHIRURGIE ORALE. PARODONTOLOGIE. BIOLOGIE ORALE (Mr. COURTOIS)

PARODONTOLOGIE

Maîtres de Conférences : Mr. BARTHET, Mme DALICIEUX-LAURENCIN, Mme VINEL

Assistants : Mr. RIMBERT, Mme. THOMAS

Adjoints d'Enseignement : Mr. CALVO, Mr. LAFFORGUE, Mr. SANCIER, Mr. BARRE, Mme KADDECH

CHIRURGIE ORALE

Maîtres de Conférences : Mr. CAMPAN, Mr. COURTOIS,

Mme COUSTY, Assistants : Mme COSTA-MENDES, Mr.

BENAT,

Adjoints d'Enseignement : Mr. FAUXPOINT, Mr. L'HOMME, Mme LABADIE, Mr. RAYNALDI, Mr. SALEFRANQUE

BIOLOGIE ORALE

Professeur d'Université : Mr. KEMOUN

Maîtres de Conférences : Mr. POULET, Mr BLASCO-BAQUE

Assistants : Mr. LEMAITRE, Mr. TRIGALOU, Mme. TIMOFEEVA, Mr. MINTY

Adjoints d'Enseignement : Mr. PUISSOCHET, Mr. FRANC, Mr BARRAGUE

57 Section CNU 58 : Réhabilitation Orale

58 58.01 DENTISTERIE RESTAURATRICE. ENDODONTIE. PROTHESES. FONCTIONS-DYSFONCTIONS. IMAGERIE. BIOMATERIAUX (Mr ARMAND)

DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE

Professeur d'Université : Mr. DIEMER

Maîtres de Conférences : Mr. GUIGNES, Mme GURGEL-GEORGELIN, Mme

MARET-COMTESSE Assistants : Mme. RAPP, Mme PECQUEUR, Mr.

DUCASSE, Mr FISSE Mr. GAILLAC,

Assistant Associé : Mme BEN REJEB,

Adjoints d'Enseignement : Mr. BALGUERIE, Mr. MALLET, Mr. HAMDAN

PROTHÈSES

Professeurs d'Université : Mr. ARMAND, Mr. POMAR

Maîtres de Conférences : Mr. CHAMPION, Mr. ESCLASSAN, Mme VIGARIOS, Mr. DESTRUHAUT

Assistants : Mr. EMONET-DENAND, Mr. LEMAGNER, Mr. HENNEQUIN, Mr. CHAMPION,

Mme. DE BATAILLE

Adjoints d'Enseignement : Mr. FLORENTIN, Mr. GALIBOURG, Mr. GHRENASSIA, Mme. LACOSTE-FERRE,

Mr. GINESTE, Mr. LE GAC, Mr. GAYRARD, Mr. COMBADAZOU, Mr.

ARCAUTE, Mr. SOLYOM,

Mr. KNAFO, Mr. HEGO DEVEZA

FONCTIONS-DYSFONCTIONS , IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Maîtres de Conférences : Mme JONNIOT, Mr. NASR, Mr. MONSARRAT

Assistants : Mr. CANCEILL, Mr. OSTROWSKI , Mr. DELRIEU,

Adjoints d'Enseignement : Mr. AHMED, Mme MAGNE, Mr. VERGÉ, Mme BOUSQUET

*Mise à jour pour le
14 Mai 2019*

A Pascale et Olivier,

Vous m'avez accueilli au cabinet comme chez vous

Vous m'avez fait progresser dans tous les domaines.

Je vous en suis énormément reconnaissant et vous en remercierai jamais assez.

A ma famille, à **mes amis vous êtes tous ici aujourd'hui pour m'entourer et du fond du cœur je vous en remercie.**

A mon petit Lisou...

A NOTRE PRESIDENT DE JURY

Monsieur le Professeur Serge ARMAND

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur en Sciences Odontologiques,
- Docteur d'Etat en Odontologie,
- Responsable du Diplôme d'Université d'Implantologie,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier,

Nous sommes très honorés que vous ayez accepté la présidence de ce jury pour ce travail de fin d'étude.

Nous vous remercions pour votre disponibilité tout au long de notre formation ainsi que la qualité et la rigueur de vos enseignements.

Veillez trouver, au travers de ce travail, le témoignage de notre reconnaissance et de notre profond respect.

A NOTRE JURY DE THESE

Monsieur le Docteur Philippe CAMPAN

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie
- Docteur de l'Université Paul Sabatier,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier,
- Board Européen de chirurgie buccale,
- Spécialiste qualifié en chirurgie orale.
- Membre associé de l'Académie National de Chirurgie dentaire

Nous sommes honorés par l'intérêt que vous avez pu porter à notre travail et nous vous remercions d'avoir accepté de siéger dans ce jury.

Nous avons été touchés par votre bienveillance et par la sympathie que vous nous avez témoignée.

Veillez trouver, au travers de ce travail, l'expression de notre estime et de notre reconnaissance.

A NOTRE JURY DE THESE

Madame la Docteur Delphine MARET-COMTESSE

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Doctorat de l'Université de Toulouse,
- Diplôme Universitaire d'Imagerie 3D,
- Master 2 Recherche Epidémiologie Clinique,
- CES d'Odontologie Légale,
- Diplôme Universitaire de Recherche Clinique en Odontologie (DURCO),
- Enseignant-chercheur, Laboratoire Anthropologie Moléculaire et Imagerie de Synthèse (AMIS) CNRS,
- Lauréate de l'Université Paul Sabatier.

Vous avez spontanément accepté de siéger dans ce jury afin de juger ce travail de thèse et nous vous en remercions.

Nous sommes très reconnaissants de votre grande disponibilité et de votre gentillesse lors de l'encadrement des stages cliniques.

Nous vous prions de bien vouloir trouver ici l'assurance de notre respect le plus sincère.

A NOTRE DIRECTEUR DE THESE

Monsieur le Docteur Olivier LE GAC

-Attaché Hospitalo-Universitaire à la Faculté de Chirurgie Dentaire de
Toulouse

-DU implantologie

-DU expertise et réparation du dommage corporel

-DU Chirurgie pré et péri-implantaire

*Nous tenons à vous remercier pour la confiance que vous avez placée en nous pour la
réalisation de ce travail de thèse.*

Nous sommes honorés d'avoir parcouru ce bout de chemin en plus à vos côtés.

*Nous espérons que votre gout de l'excellence se retrouvera au travers de ces quelques pages
Veuillez y trouver le témoignage de notre profond respect ainsi que de notre sincère amitié.*

Table des matières

Introduction	12
I. Principes de la chirurgie guidée	13
A. Les examens d'imagerie implantaire	13
1. Préalable	13
2. L'imagerie en deux dimensions	14
3. L'imagerie en trois dimensions	16
B. La planification	17
1. Méthodologie de base	17
2. Les logiciels de simulation	20
C. La chirurgie guidée	22
1. Guides statiques	23
2. Guides dynamiques	23
II. Méthodes actuelles de comparaison	25
A. Les critères comparatifs	25
1. La Méthodologie	25
2. Le protocole	26
B. Les limites	28
1. Les limites de l'imagerie	28
2. Le cadre éthique et déontologique	34
III. Une méthode alternative de comparaison	38
A. Les moyens d'enregistrement surfacique	38
B. Proposition d'une nouvelle méthode comparative	40
Conclusion	51
Bibliographie:	52
Table des illustrations:	56

Introduction

Si l'apparition de l'implantologie dans les années 1980 a permis une révolution thérapeutique, le contexte technologique a beaucoup évolué depuis. Aujourd'hui, les procédures **de mise en œuvre** des traitements **implantaires ont intégré l'outil numérique**, tant sur le plan prothétique que chirurgical. **L'objectif du traitement est à la fois fonctionnel et esthétique** et la démarche repose sur une méthodologie rigoureuse visant à placer des racines artificielles dans le tissu osseux de la manière la plus cohérente possible avec les impératifs biologiques et prothétiques. La position implantaire est ainsi planifiée en amont **sur l'imagerie** radiologique pré opératoire, puis reportée chirurgicalement. Pour être précis, **le geste de l'opérateur a besoin d'être guidé**. Quel que soit le moyen de guidage utilisé, conventionnel ou informatisé, il est toujours **intéressant de pouvoir comparer l'écart entre la position planifiée et la position réalisée**. Ce thème fait l'objet de nombreux articles qui visent à évaluer la précision de la méthode de guidage.

Quels sont la nature et les principes de la chirurgie guidée ?

Quelles sont les méthodes **qui permettent aujourd'hui d'évaluer** la précision des guides ?

Ces méthodes sont-elles fiables ou comportent-elles des biais ?

Peut-on imaginer une méthode de comparaison plus précise ?

Ce travail se propose de répondre à ces différentes interrogations.

I. Principes de la chirurgie guidée

A. Les examens d'imagerie implantaire

1. Préalable

L'**implantologie** a pour but de positionner dans un volume osseux de quantité et qualité variable, une racine artificielle en titane biocompatible et permettant de supporter une restauration prothétique. De fait, le **meilleur positionnement de l'implant** répond à des règles précises et notamment à deux impératifs :

- **L'impératif biologique, car l'implant perd l'apport vasculaire qu'apportait le desmodonte à la dent. Il convient de préserver d'avantage d'épaisseur tissulaire et donc une épaisseur suffisante d'os alvéolaire autour des implants grâce à un réseau vasculaire intrinsèque suffisant pour limiter tout type de récession osseuse.**¹
- **L'impératif prothétique, car il doit assurer la mise en forme d'un profil d'émergence harmonieux et supporter la fonction dans l'axe de l'implant.** Les joints prothétiques ainsi que les contraintes transversales ayant un effet nocif **sur l'os par colonisation bactérienne des espaces créés et des complications mécaniques.**²

La pérennité de **l'implant dépend** donc de critères bien précis et implique **d'évaluer** pour chaque site implantaire sa position dans les trois sens de **l'espace ainsi que** les volumes osseux idéalement utilisables. En effet **l'information des volumes tissulaires** est capitale pour les raisons citées plus haut mais permet **aussi d'identifier et d'appréhender les** différents obstacles anatomiques.

L'**acquisition de cette information est réalisée grâce aux examens d'imagerie.**

2. L'imagerie en deux dimensions

Afin d'objectiver la situation générale, l'examen orthopantomogramme (radiographie panoramique) **se révèle être l'imagerie de choix**. Il permet **de voir sur un même plan l'ensemble des structures** dentaires ou osseuses et de visualiser par le gradient de radioclarité des variations de densités qui sont indétectables cliniquement mais qui peuvent révéler par exemple un foyer infectieux ou du moins la quantité osseuse. **C'est un cliché de « débrouillage »**, de plan de traitement. Il y figure la position des divers obstacles anatomiques tels que le nerf alvéolaire inférieur, les sinus maxillaires, **les fosses nasales...** Mais comme le montre Akesson³, **de nombreux sites sont ininterprétables sur l'image panoramique car trop déformés**. Ces déformations étant étroitement liées à la distorsion et au **coefficient d'agrandissement important lors de la reconstitution de l'image** dans sa globalité. Il est ainsi montré que le meilleur examen complémentaire du panoramique reste la radiographie rétro-alvéolaire. Plus précise que le panoramique, moins irradiante et facilement réalisable, la radiographie rétro-alvéolaire peut apporter des informations diagnostiques complémentaires. Cependant le capteur radio doit être strictement parallèle à la structure visualisée pour limiter au maximum la **déformation de l'image**.³

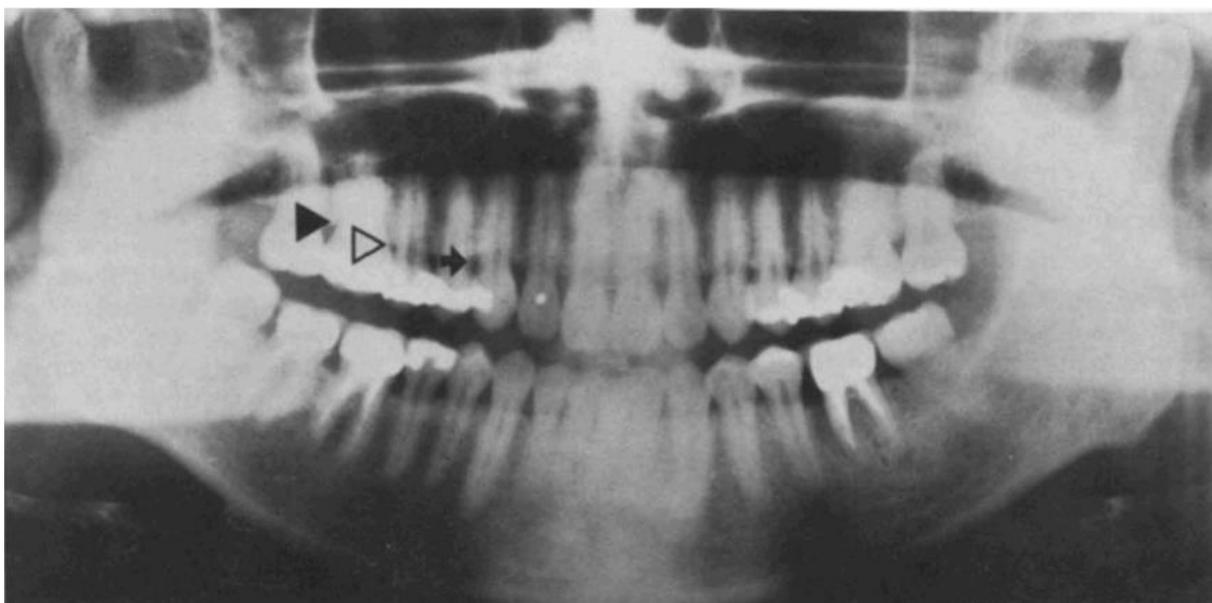


Figure 1: Une imagerie panoramique présentant une qualité d'image convenable, inacceptable et satisfaisante.³

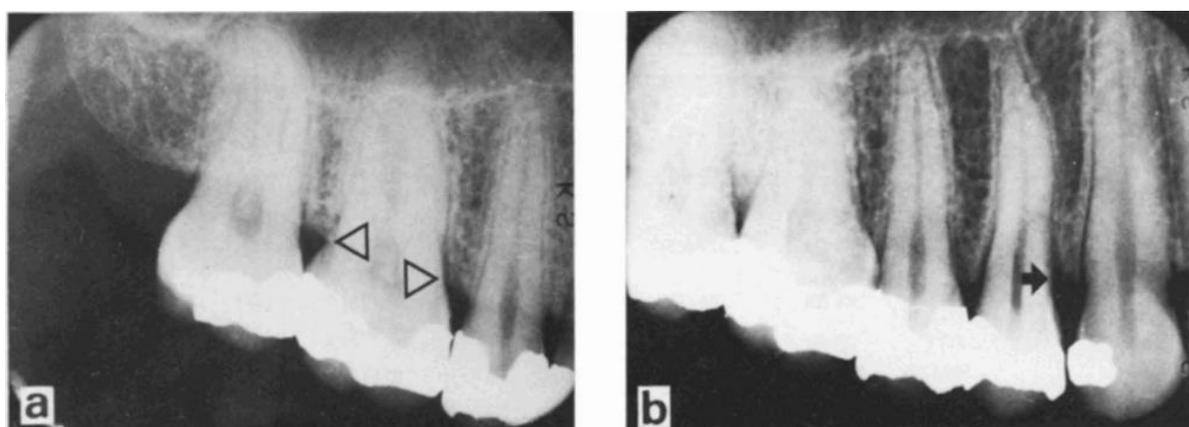


Figure 2 Radiographie rétro alvéolaire présentant une qualité d'image inacceptable (a) et convenable (b) liée à l'angulation du capteur.³

En fait, le protocole initial **de l'implantologie se servait** de la tomographie **de profil**. **Combinée à l'imagerie intra et extra-orale**, elle renseignait précisément sur la hauteur exacte de crête osseuse disponible **et sur l'axe** de forage à réaliser. Malheureusement ces examens en 2 dimensions **partagent par définition le même défaut commun en n'apportant** aucun renseignement de profondeur ; notamment sur la largeur vestibulo-linguale de crête osseuse, ni sur les volumes osseux en général (excepté au secteur antérieur).

3. L'imagerie en trois dimensions

Le Scanner, remplacé ensuite par le Cone Beam Computed Tomography (CBCT) apparaît alors comme une petite révolution. Il permet **l'acquisition de coupes** sagittales, axiales et coronales **d'un volume** préalablement défini par un champ et la reconstitution de ce volume sur ordinateur. Cette reconstruction tomographique se fait au format DICOM qui est le format universel standard de **ce genre d'examen d'imagerie**. Les coupes sont obtenues par balayage électronique et selon un intervalle programmé définissant la résolution **d'image** : le voxel. **L'association de l'ensemble des voxels dans l'espace numérise le volume** configuré des **maxillaires dans les 3 sens de l'espace** et à l'échelle 1:1. Le diagnostic dentaire est alors nettement plus fin et les informations osseuses beaucoup plus détaillées que sur un examen panoramique. On peut apprécier la qualité et la quantité **d'os ainsi qu'appréhender** précisément les obstacles anatomiques en faisant défiler les coupes obtenues. La précision est directement liée à la taille du voxel, un quart de millimètre en moyenne. Pour augmenter la précision il faut diminuer la taille du voxel **en diminuant l'intervalle de coupe et donc en augmentant la dose d'irradiation**.⁴ C'est là son principal défaut, comme pour tout acte radiologique.

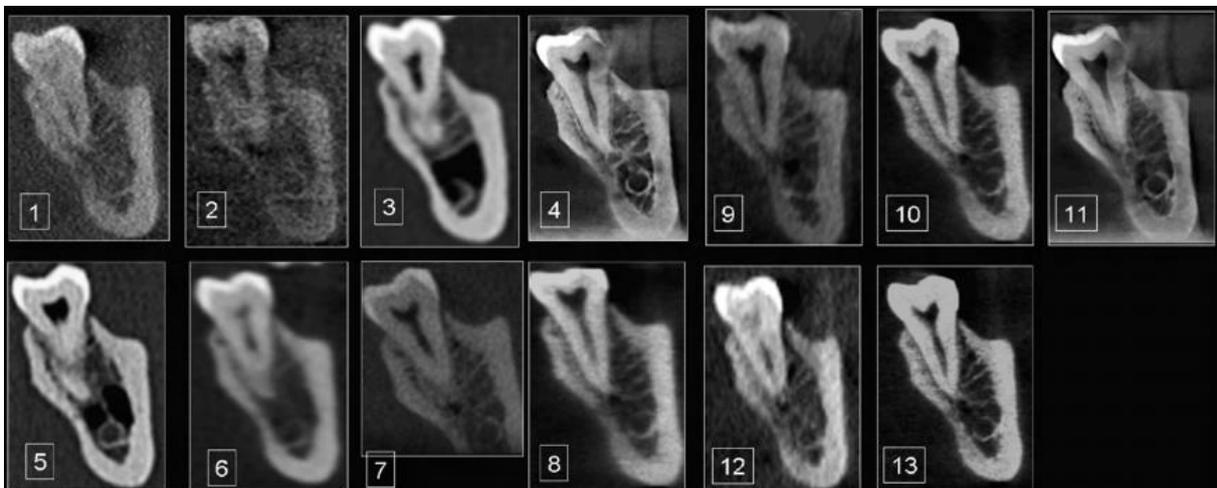


Figure 3 Différentes coupes du même objet selon différentes résolutions, filtres et marques de CBCT.⁴

- B. La planification
 - 1. Méthodologie de base

La **méthode conventionnelle d'implantologie** reposait sur des reconstructions du CBCT imprimées sur un film argentique afin de simuler la position implantaire.

On réalisait au préalable un wax-up prothétique, sorte de maquette prothétique, **sur des modèles d'études** en plâtre. Une fois cette simulation prothétique validée, on confectionnait un « guide radiologique », duplicata du projet prothétique en matériaux radio opaque faisant apparaître directement sur les coupes CBCT le projet prothétique dans son environnement anatomique.

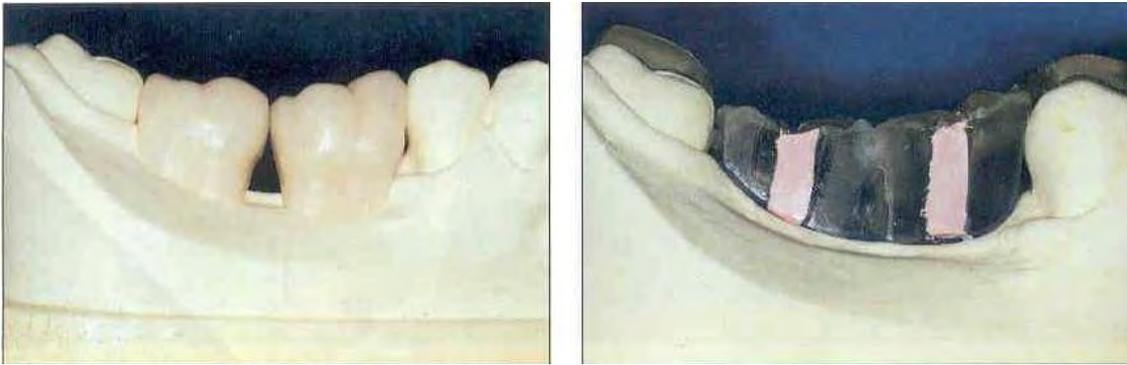


Figure 4 Wax up prothétique et le guide radiologique correspondant.⁵

Le chirurgien repérait alors le site à implanter et pouvait mesurer la **hauteur et l'épaisseur des volumes osseux, évaluer la topographie des maxillaires, des structures osseuses et des repères anatomiques importants.**⁶ **Le choix du diamètre et de la longueur de l'implant se faisait par superposition des calques d'implants à échelle réelle sur le film.** Il pouvait ainsi simuler le site idéal de forage, compte tenu de **l'environnement anatomique**, en assurant la meilleure intégration esthétique et fonctionnelle possible.

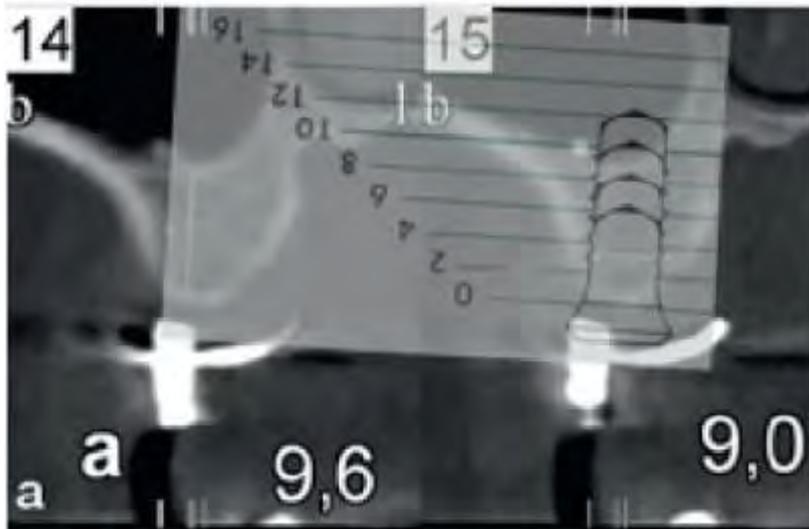


Figure 5 Superposition de calque implantaire sur un film. **Noter l'index radio-opaque du guide d'imagerie et l'épaisseur de la muqueuse.**⁵

Le chirurgien avait tous les éléments pour planifier le **nombre d'implant** nécessaire, **l'axe et leurs positions**, ainsi que la quantité de tissus mous disponibles **visualisable selon l'épaisseur de l'espace** situé entre le guide radiologique et le site de forage osseux.⁵

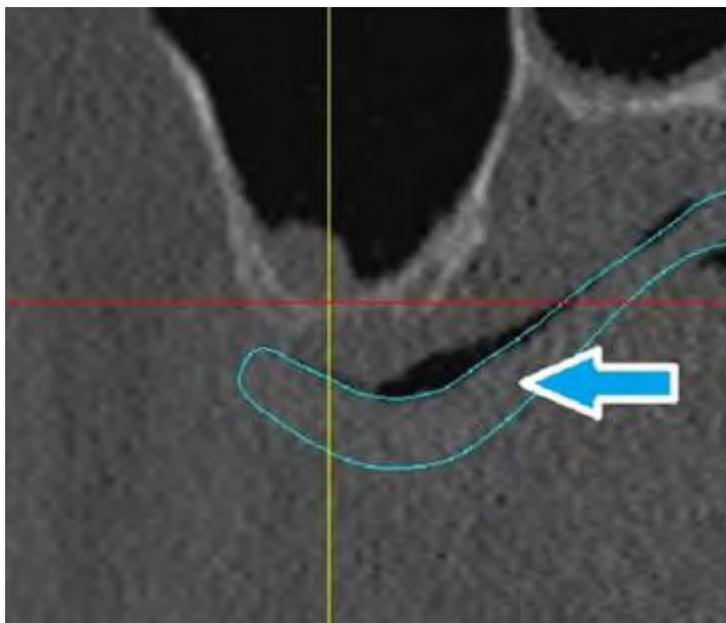


Figure 4 Epaisseur de tissus mous visible entre le guide radiologique (en bleu) et la surface osseuse.⁵

Mais la précision, **c'est**-à-dire la correspondance entre la planification effectuée et la chirurgie réalisée était discutable. Car le chirurgien est limité par son adresse, son regard et par les mouvements du patient : des erreurs de parallaxes peuvent apparaître de par la discordance entre **l'espace réel et l'espace perçu**. L'accumulation de ces erreurs pouvant engendrer des problèmes de position, des compromis prothétiques et potentiellement des pathologies péri-implantaires.^{7,8}

2. Les logiciels de simulation

Actuellement, certains programmes permettent de réaliser numériquement la planification implantaire. Ils compilent à la fois le flux DICOM et le projet prothétique sous un autre format numérisé dit stéréolithographique (STL). Le fichier STL, qui est un format de surface, est couplé au fichier volumique DICOM par la correspondance ou « matching » de points communs aux deux fichiers. Manuellement, on indique au logiciel que des points facilement identifiables sont les mêmes à la fois sur le STL et sur la surface du DICOM. Mais le matching de deux fichiers sous deux formats différents implique forcément un biais de repositionnement et donc une imprécision à prendre en compte. De plus, il est influencé par le niveau de seuillage ou par les artéfacts du 3D. Alors, certains auteurs préfèrent superposer un DICOM du projet prothétique uniquement pour contourner ce biais (technique du « double scan »).

Une fois le matching effectué, la méthodologie de planification reste la même que pour la méthode conventionnelle mais **permet d'appréhender** beaucoup plus facilement certains éléments :

- la détermination et le marquage des éléments anatomiques,
- la densité et le volume osseux tridimensionnel,
- la détermination de la position des implants sur les coupes axiales, coronales et panoramiques,
- la modélisation tridimensionnelle qui permet de déterminer les axes implantaires idéaux en fonction du projet prothétique,
- la mesure précise des espaces entre les implants ou des structures à risque⁹

Ainsi le projet prothétique guide le praticien tout le long de la thérapeutique et doit apparaître bien en amont de la phase chirurgicale, avant toute planification. **Qu'il s'agisse d'une** empreinte optique directe, **d'une prothèse** préexistante en bouche, indirectement au laboratoire ou **encore d'une** modélisation directe assistée par ordinateur, le projet prothétique doit apparaître sous sa forme numérisée lors de **l'analyse et** de la planification pré-implantaires. Ceci rend la chirurgie plus prédictible et répond au mieux **à l'obligation** de moyen vis-à-vis du patient. Il existe de nombreux logiciels de planification pré-implantaire parmi lesquels on peut citer Simplant[®], Robodent[®], XGuide[®], NobelClinician[®]...

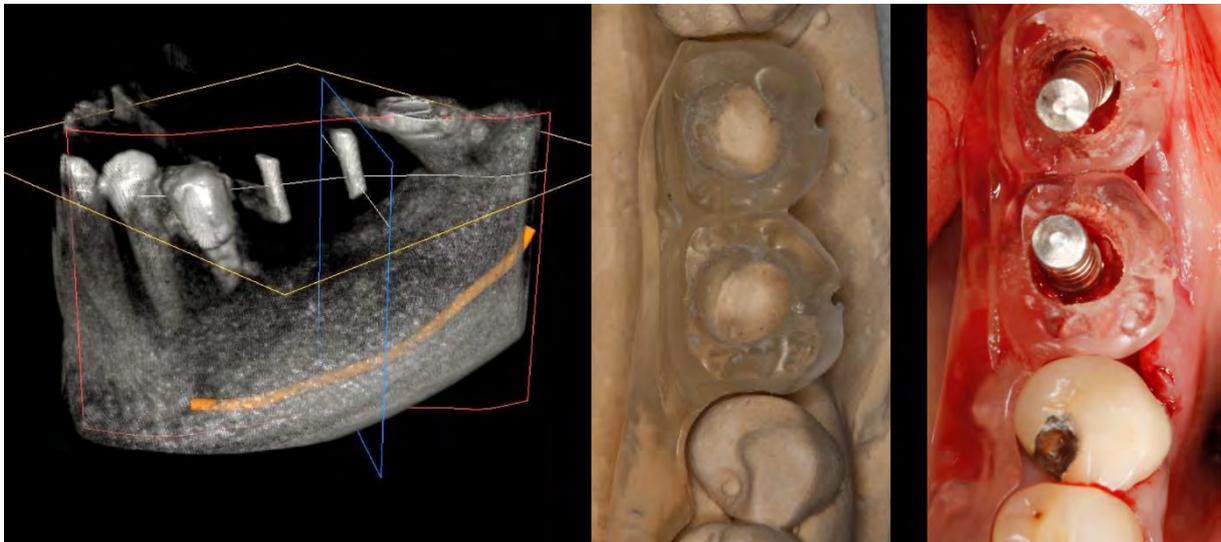


Figure 5 Logiciel de planification (Simplant[®]) avec guide radiologique et analyse des obstacles anatomiques.

C. La chirurgie guidée

En garantissant un transfert fiable et reproductible de la planification vers la situation clinique, la chirurgie guidée apparaît comme une solution de choix. Elle assure un résultat précis et prédictible sans endommager les structures anatomiques avoisinantes, le guide assurant la parfaite angulation du forage et **de l'insertion implantaire**.¹⁰

Différents moyens sont utilisés pour transférer l'information numérique planifiée à la situation clinique :

- Une approche se sert de la technologie CAD-CAM (Computer-aided design/Computer-assisted manu-facture) de conception et d'**impression tri**-dimensionnel pour générer directement un guide stéréolithographique chirurgical de forage.
- Une autre approche permet un suivi en temps réel de la position des instruments de forage selon la trajectoire pré-opératoire prévue. Le dispositif chirurgical est retranscrit sur un écran, permettant la visualisation 3D de la zone opératoire en temps réel.¹¹

On a donc une chirurgie guidée dite « statique » qui utilise un modèle chirurgical statique reproduisant directement la position virtuelle de **l'implant à partir des données tomographiques informatisées**, mais ne permettant pas la modification peropératoire de la position de l'implant. Et une chirurgie « dynamique » qui utilise un système de navigation chirurgicale reproduisant la **position virtuelle de l'implant directement à partir des données tomographiques informatisées en temps réel** mais **permettant des modifications peropératoires de l'implant contrairement au modèle statique**.

1. Guides statiques

Les différents systèmes de guides statiques **qu'ils soient dento, ostéo** ou mucco-portés peuvent être différenciés en fonction de leurs conceptions respectives pour le guidage du foret à travers le gabarit. Par exemple, certains systèmes utilisent des gabarits chirurgicaux avec des manchons de diamètres croissants, tandis que d'autres sont conçus avec des butées sur les différents forets pour contrôler la profondeur de forage. Certains systèmes permettent une mise en place guidée de l'implant alors que dans d'autres systèmes, les implants sont insérés sans utiliser un dispositif guidé ou après retrait du guide. Certains systèmes utilisent des points de repères prédéfinis tels que des mini-implants, tandis que d'autres utilisent des marqueurs de référence différents (par exemple, des marqueurs gutta percha sur l'imagerie CT), ou bien aucune référence.¹²⁻¹⁴

2. Guides dynamiques

Qu'elle soit dynamique ou statique, il est prouvé que la chirurgie guidée apporte beaucoup d'améliorations en matière de justesse, de précision, d'efficacité, de gain de temps, de coût, et d'ergonomie en comparaison à une chirurgie à main levée.¹⁵ Mais la chirurgie dynamique contrairement à la chirurgie statique autorise le praticien à modifier sa planification en per opératoire.

Car le principe de fonctionnement est le suivant : comme en chirurgie statique, le praticien fait correspondre le projet prothétique STL avec **l'imagerie 3D** DICOM. Il planifie ensuite la position des forages implantaire à réaliser directement sur le DICOM. **Dans le cas d'une** chirurgie guidée statiquement, il fait réaliser un guide en résine acrylique préfigurant les axes de forage et résultat du matching du fichier STL sur le DICOM. Dans une chirurgie guidée dynamiquement, il exporte directement la planification. La pointe du foret et sa longueur sont alors géolocalisées

dans l'espace en temps réel par rapport au site de forage implantaire du DICOM de la bouche du patient. Le patient **est équipé d'un traqueur, sorte d'origine du repère qui fait le lien entre les maxillaires** patients et la pointe du foret. **L'ensemble de ces éléments est reconnu par une double caméra** au-dessus de la zone chirurgicale. Elle triangule la position de ces éléments et retranscrit au praticien sur un écran en face de lui la position de la pointe du foret par rapport à la planification. **L'opérateur connaît donc en temps réel les paramètres tels que l'angulation de forage, sa position, sa taille, la profondeur ou le choix de l'implant** et peut constamment les ajuster en fonctions des aléas chirurgicaux.¹⁶

On a donc différents systèmes informatisés qui assurent le report de la planification. Ces méthodes semblent idéales, pourtant de nombreux articles quantifient des écarts dans les reports chirurgicaux des planifications.

II. Méthodes actuelles de comparaison

A. Les critères comparatifs

1. La Méthodologie

Selon Bover-Ramos¹⁷, si on effectue une recherche sur PubMed avec les mots clefs « reliability AND dental implant planning » ou encore « accuracy dental implant planning », **on se rend compte qu'il** existe plus de 186 publications exploitables traitant de ce sujet **rien qu'entre** janvier 2005 et février 2015. Ainsi, dans leur méta-analyse cela représente plus de 3000 implants posés avec un guide statique selon le même protocole et analysés in vitro, sur cadavre, ou via une étude clinique. Ces études se basent toutes sur des critères bien précis et tentent de répondre à la même problématique : quelle méthode de positionnement implantaire assure le plus de fiabilité vis-à-vis de la planification chirurgicale?

Afin d'apporter une réponse, il a été établi des critères objectifs **d'évaluation de la précision** du positionnement implantaire effectif comparativement au positionnement virtuellement planifié. Plus exactement, **on va chercher à calculer l'imprécision de la position réelle** par rapport à la position virtuelle. Dans ces méta-analyses, comme dans celle de Jung¹¹, on retrouve dans toutes les études recensées des paramètres de quantification de :

- **L'erreur de déviation dans le sens horizontal au point d'initiation du forage ou de l'émergence de l'implant**
- **L'erreur de déviation dans le sens horizontal de l'extrémité du forage ou de l'apex de l'implant**
- **L'erreur dans le sens vertical de la profondeur de forage ou de l'apex de l'implant**
- **L'erreur de déviation de l'axe de forage, c'est-à-dire l'angle α entre l'axe de l'implant et l'axe de planification**

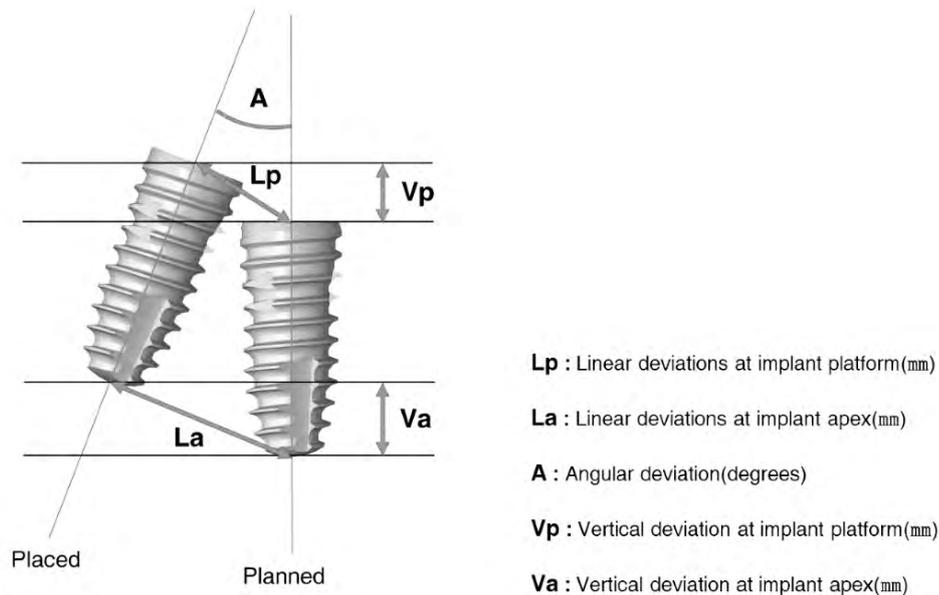


Figure 6 Critères de comparaison de positionnement implantaire. ¹⁷

2. Le protocole

Dans la plupart de ces études, le protocole de comparaison passe par un double CBCT. L'auteur précise au préalable si le sujet de l'étude concerne un humain, un cadavre ou un modèle. Il spécifie ensuite, dans le matériel et méthodes, quel guidage il va utiliser entre statique et dynamique et s'il va étudier sa précision face à la planification uniquement ou à la précision de la méthode à main levée en plus. Il précise ensuite si le sujet concerne un édentement unitaire, partiel ou complet et dans quelle zone ; maxillaire ou mandibulaire, antérieure ou postérieure. Enfin il stipule quels sont le ou les opérateurs.

Noharet¹⁸ par exemple, compare en 2014 la précision de forage d'un guide statique à la précision d'un forage à main levée sur 6 cadavres au maxillaire postérieur avec le même opérateur. Il le réalise selon la méthode conventionnelle de planification. Sa première hypothèse nulle est que le type de chirurgie n'a pas d'influence sur la précision de positionnement implantaire et sa seconde hypothèse nulle, que les facteurs de longueurs implantaires, d'inclinaison ou de non inclinaison implantaire n'influencent pas la précision de positionnement.

Il réalise des empreintes, des wax-up diagnostiques puis des guides radiologiques. Il fait passer un premier examen CBCT avec les guides puis les chirurgies sont planifiées. Ensuite, les chirurgies implantaires sont réalisées à main levée ou avec les guides statiques imprimés et un second examen 3D post opératoire est réalisé. Afin de les comparer, les images obtenues sont alignées géométriquement sur les images de la planification correspondantes grâce à un **algorithme d'optimisation** de l'information mutuelle. La précision est évaluée pour la chirurgie guidée et pour la chirurgie à main levée selon les 4 paramètres précédents : plateforme, apex, angle et profondeur. Il trouve des résultats bien précis qui sont regroupés dans le tableau suivant :

La première hypothèse nulle est alors rejetée, tandis que la seconde

Deviation Type	Guided Surgery				Freehand Surgery				P (Kolmogorov-Smirnov Test)
	Mean	SD	SEM	CI	Mean	SD	SEM	CI	
Deviation of platform (mm)	0.932	0.6549	0.2	[0.656, 1.25]	2.060	1.1362	0.3	[1.584, 2.584]	.002
Deviation of tip (mm)	1.137	0.8902	0.2	[0.800, 1.582]	2.270	1.2359	0.3	[1.755, 2.841]	.001
Deviation of angle (degrees)	3.989	3.4756	0.8	[2.592, 5.656]	9.180	4.2831	1	[7.456, 11.137]	.000
Deviation of depth (mm)	0.184	0.4634	0.1	[-0.012, 0.395]	-0.290	1.0125	0.8	[-0.726, 0.164]	.186

SD, standard deviation; SEM, standard error of the mean.

Figure 7 Tableau récapitulatif de mesures de différence entre positionnement implantaire planifié et positionnement implantaire réalisé dans l'étude de Noharet.

est validée : la chirurgie guidée présente des résultats significativement meilleurs que la chirurgie à main levée sur les 3 premiers critères de précision.

Les données obtenues lors de cette étude sont très similaires à de nombreuses autres publications dont les études ont été menées en parallèle et pour des protocoles identiques. En 2017, Block¹⁵ montrait dans son étude prospective in vivo que la chirurgie dynamique apportait des résultats significativement meilleurs en terme de précision comparativement à la chirurgie à main levée.

Cependant, certains auteurs **commencent à s'interroger** sur la précision de **l'interprétation des structures sur une imagerie CBCT**. Ils y montrent une erreur intra personnelle systématique qui serait corrélée à la résolution du CBCT choisie et donc probablement à la taille du voxel.

- B. Les limites
 - 1. **Les limites de l'imagerie**
 - a) Le voxel

Pour se rendre compte du biais de mesure qui est présent **systématiquement, il faut s'interroger sur la fiabilité et la précision réelle des mesures effectuées sur les logiciels d'exploitation d'imageries CBCT.**

Baumgaertel¹⁹ avait réalisé une étude visant à objectiver précisément ce biais. Dans cette étude, il se sert de crânes secs sur lesquels il positionne des points de repères objectivement identifiables. Par exemple, le point de **contact mésial d'une canine mandibulaire ainsi que celui de sa controlatérale.** La distance entre ces deux points est évaluée directement sur le crâne **à l'aide d'un pied à coulisse numérique de haute précision étalonné à 0,01mm près.** Les crânes sont scannés en utilisant un CBCT configuré à 100kVp et 10 mA, pour une taille de voxel de 0,28mm. Avec la fonction de mesure du logiciel, il marque les deux mêmes points, correspondants aux points de contact mésiaux des canines. **L'ordinateur** calcule la plus petites distance à 0,1mm près entre ces deux points : donc ici **des voxels. Il répète l'opération plusieurs fois, sur plusieurs distances** et avec le même opérateur.

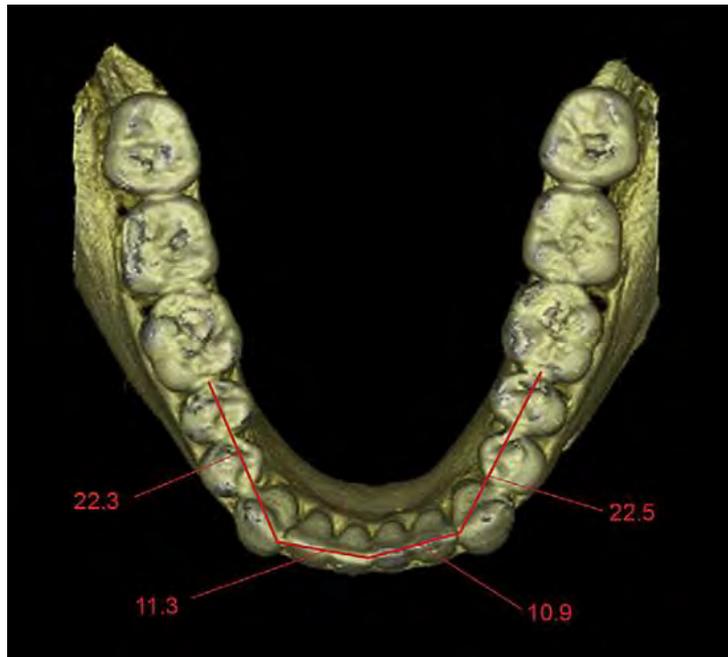


Figure 8 Evaluation des distances sur logiciel CBCT ¹⁹

Dans ses résultats, il constate qu'il n'existe pas statistiquement de différence significative entre les deux mesures, mais que le logiciel a systématiquement tendance à sous évaluer les mesures réelles. Il l'explique par le fait que le logiciel mesure la distance entre deux voxels de l'image volumétrique. Or, dans ce contexte, le voxel est un volume cubique de 0,28mm de côté, que le logiciel a matérialisé par un point « centre ». Si les mesures ont été effectuées depuis le centre des voxels aux extrémités, il manque deux demis voxels qui n'ont pas été inclus dans la mesure totale. Cette différence est effectivement insignifiante pour de larges mesures, mais pour des petites mesures elle le devient.

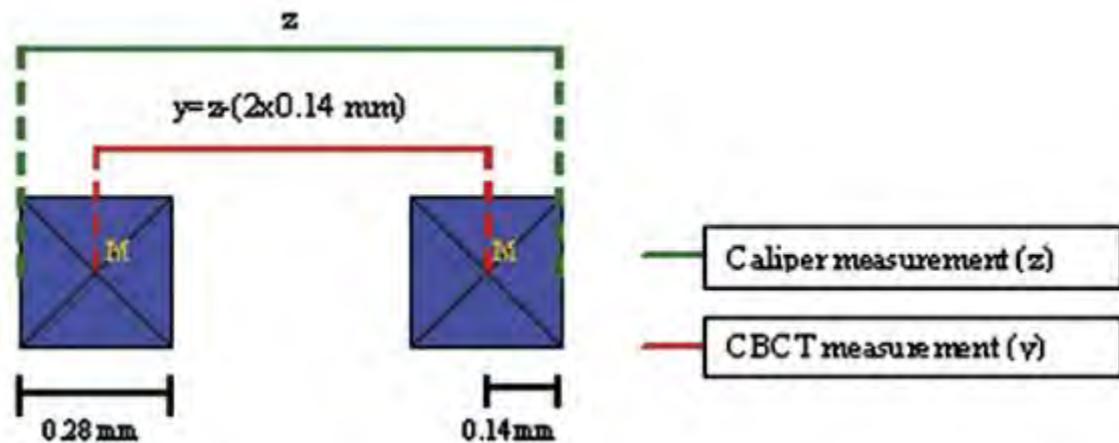


Figure 9 Schéma illustrant la différence de mesure calibrée par rapport à la mesure sur CBCT.¹⁹

Par ailleurs selon cette théorie, les distances mesurées sont fonction des paramètres de seuil définies dans le logiciel. Car un voxel ne peut montrer qu'un seul degré de densité. Si ce voxel se trouve dans l'objet, il reflètera la densité de cet objet. Mais s'il se trouve à la jonction de deux objets de densités différentes, par exemple une dent et l'air environnant, il reflète une valeur moyenne de densité entre l'air et l'émail de la dent. Un tel « voxel hybride » peut être interprété comme faisant partie de la dent ou de l'air en fonction de la valeur seuil du logiciel. Les valeurs de seuil élevées créent donc des objets plus petits que les objets réels et inversement. Pour minimiser cet « effet de seuil », il faut augmenter la résolution, c'est-à-dire diminuer la taille de chaque voxel. Cela revient à diminuer l'épaisseur de tranche de radiation ou bien augmenter la tension du générateur de rayons.

b) Les artéfacts

Il faut également prendre en compte que le voxel **n'est pas le seul** facteur qui fluctue suivant le réglage des **paramètres de seuil** que l'on définit sur le logiciel. Si on la compare à une photographie, la qualité de **l'image** tomographique peut donc être définie par sa résolution spatiale, **c'est-à-dire** la capacité à discriminer deux structures voisines selon la taille du pixel ou ici du voxel. Elle est également définie par le degré de densité de chaque pixel, **c'est-à-dire** le niveau de gris de chaque voxel qui définit **le contraste selon le niveau de seuil qu'on applique**²⁰. Enfin les artéfacts métalliques eux, peuvent être interprétés comme du bruit **d'image**²¹. On entend par là des variations aléatoires (positives) du degré de densité local des voxels qui proviennent de phénomènes physiques au **sein des capteurs d'images**. Ces phénomènes sont provoqués par un appauvrissement du flux de photons lors de **l'interaction des** rayonnements avec les matériaux métalliques. Il en résulte une baisse **systématique de l'information avoisinante et la production d'une image** striée en éventail et à distance du matériau métallique. Certains auteurs comme Pauwels²² ont quantifié le bruit causé par ces artéfacts métalliques sur des images tomographiques. Avec un niveau de seuil standardisé, et sur des tiges en titane, il évalue à 14,2 le nombre moyen de voxels altérés sur une coupe axiale, pour un nombre minimum de 6,1. Cela représenterait plus de **1,5mm au minimum dans l'étude précédente de** Baumgaertel où le voxel était de 0,28mm. En contrepartie on peut faire varier le niveau de seuil du logiciel pour atténuer au maximum ces artéfacts, mais on altère alors le contraste et donc **la qualité de l'image**. Ce phénomène provoque une difficulté, voire même une impossibilité de situer **précisément l'interface métal-os**. Les deux seules solutions qui apparaissent pour se soustraire à ces artéfacts sont là aussi de diminuer la taille de voxel ou bien **d'augmenter** la tension du générateur de rayons.

c) Les principes de comparaison

Compte tenu de l'existence de ces limites à l'imagerie, on peut s'interroger sur le niveau de précision des études menées telles que celle **de Noharet et d'autres. Et plus exactement, quelle** méthodologie leur a permis de comparer le positionnement implantaire effectif au positionnement implantaire virtuellement planifié avec un degré de précision atteignant le centième de millimètre voire même le micron ?

Comme on l'a vu dans la première partie sur les logiciels de planification implantaire, un fichier au format STL du projet prothétique **est couplé au fichier DICOM de l'imagerie 3D par la correspondance ou** « matching » des points communs aux deux fichiers. Le chirurgien peut alors positionner virtuellement les sites et axes de forages implantaires selon le projet prothétique. Ensuite, **il choisit d'imprimer un guide statique** qui sera la réplique exacte de ce matching, ou bien **d'exporter** la planification du fichier DICOM vers un système de guidage dynamique. A ce stade, **l'ensemble des données dont il a besoin est** disponible et la chirurgie peut être réalisée. Afin de comparer la précision de ces guides, un second examen Cone Beam est réalisé après la chirurgie en vue de le superposer au premier. Le protocole de comparaison est très similaire à celui de Schnutenhaus²³ qui étudiait la cicatrisation osseuse post extractionnelle à T0 et à T1, 3 mois plus tard. Deux CBCT de la zone **d'intérêt** sont réalisés à T0 et à T1 avec une épaisseur de tranche à 0,2mm, soit des réglages standards de CBCT. Les deux fichiers DICOM obtenus sont **d'abord traités** avec VG Studio MAX 2.2 afin de déterminer manuellement selon le niveau de gris des voxels, les surfaces osseuses pour se soustraire aux tissus mous. Ensuite, les fichiers ainsi nettoyés sont convertis au format STL de manière à passer de données volumiques à des fichiers surfaciques uniquement osseux. Ces ensembles de données **STL ont été superposés à l'aide du logiciel** Geomagic® Studio software.

Le STL (T0) a été importé comme modèle référence et le STL (T1) a été confondu comme modèle Test au modèle Référence à l'aide d'un algorithme de meilleur repositionnement du logiciel.

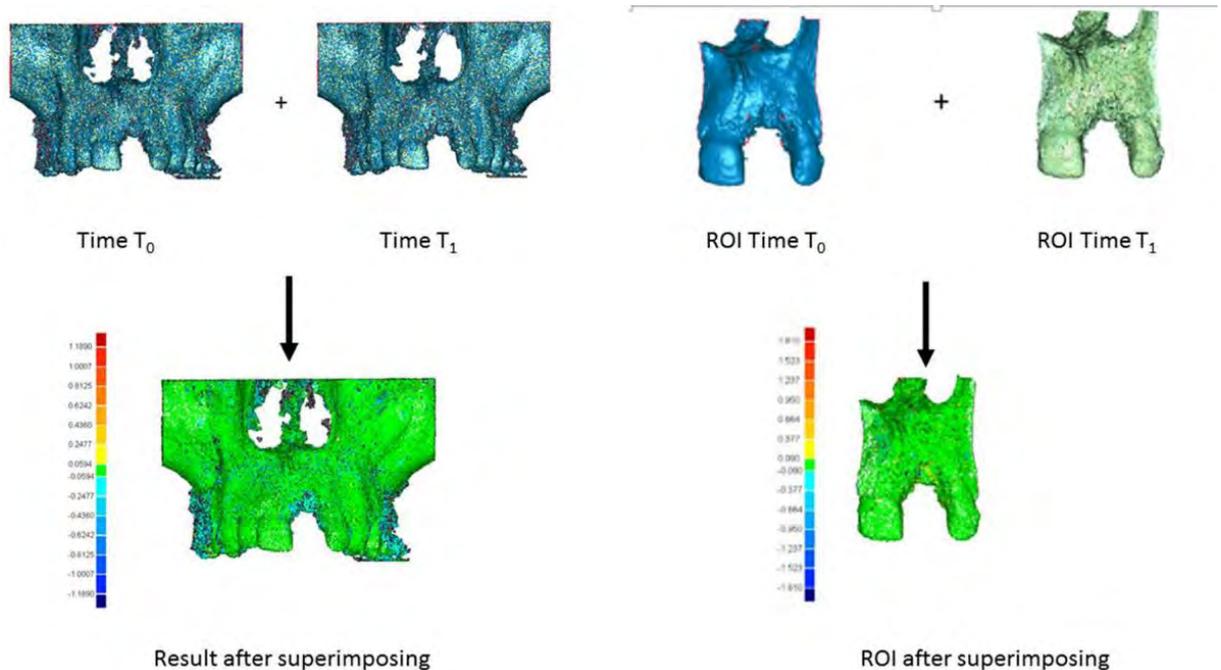


Figure 10 Superposition des données data complètes et de la région d'intérêt (ROI) à T0 et T1.²³

Lors de l'analyse 3D avec Geomagic® Qualify software, on mesure automatiquement la plus courte distance entre chacun des points Test avec les points « Références » correspondants. Les mesures sont automatiquement rentrées dans un tableur Excel. Le but était de mesurer **l'évolution du** niveau osseux de la zone extractionnelle durant cet intervalle de temps. **L'auteur se rend compte lors de l'évaluation de l'ensemble des données**, que les artéfacts métalliques entraînent une reconstruction non concluante et doivent être éliminés de manière à ne **conserver que la zone d'intérêt**. Puis cette dernière a ensuite été nettoyée manuellement pour pouvoir finalement trouver des résultats exploitables. Cette approche semi-automatique est prometteuse car elle évite la saisie manuelle de points de repères et donc les biais de mesure entre les examinateurs.

C'est donc sur ce protocole, idéalement, que les études de précision de positionnements implantaires sont effectuées. Les données tomographiques du second CBCT post chirurgical sont converties en données STL et sont superposées aux données de planification afin de **mesurer le degré d'imprécision** de positionnement. Mais à la différence de Schutenhaus, on **ne peut pas s'affranchir des artéfacts** métalliques et les éliminer, puisque **l'objet de l'étude** est justement métallique, et plus exactement principalement composé de titane. Mais on ne peut pas non plus négliger le biais de densité du voxel. Car à **l'image de vases** communicants, la valeur seuil de traitement tomographique atténue un **biais tout en majorant l'autre**. Il faudra donc trouver un juste milieu de seuil, mais en acceptant un biais inévitablement présent et, par extension, une imprécision au moins égale à la taille cumulée du voxel et **d'artéfacts** probablement associés. A moins bien sûr **de s'affranchir au maximum** à la fois des artéfacts et du biais de **voxels**. **Mais comme on l'a vu** précédemment cela reviendrait à diminuer la taille de voxel ou bien à augmenter la tension du générateur et de fait, **l'irradiation globale**.

2. Le cadre éthique et déontologique

Il faut garder à l'esprit que le CBCT consiste en un générateur de rayons X. Celui-ci émet un faisceau de forme conique qui traverse **l'objet à explorer avant d'être analysé après atténuation** par un système de **détection**. Le tube à rayons X et l'aire de détecteurs sont **solidaires et alignés** ; ils réalisent autour du sujet une rotation qui peut être complète (**180° à 360°**) et qui **permet d'acquérir des données numériques dans les différents plans de l'espace**. Ces données sont ensuite transmises à un ordinateur pour une reconstruction volumique. De par son caractère irradiant, cet examen implique un aspect dosimétrique. Une dose de radiation est absorbée induisant un effet biologique selon chaque organe **du corps humain**. **A l'échelle du corps**, la somme des radiosensibilités de chacun des tissus selon le rayon appliqué **s'appelle la dose efficace, elle**

s'exprime en μSv . Ainsi, on trouve que pour un examen CBCT tel qu'utilisé en implantologie, la dose efficace varie en moyenne de 70 à 550 μSv impliquant toujours un risque théorique de cancer.

Modalité d'imagerie	Dose efficace moyenne (μSv)*	Risque théorique (cancer léthal/ million)
Cliché rétro-alvéolaire / rétrocoronaire	1 - 8	$\leq 0,5$
Bilan rétro-alvéolaire (20 films)	30 - 150	≤ 8
Cliché occlusal maxillaire	8	$\leq 0,5$
Panoramiquedentaire	4 - 30	≤ 2
Téléradiographie de profil	2 - 3	≤ 1
Tomographie (1 coupe)	1- 190	≤ 14
Tomodensitométrie max. ou mand.	75 - 100	≤ 10
Tomodensitométrie du crâne	400 - 1000	≤ 75
Tomographie volumique "grand champ"	70 - 550	≤ 50
Tomographie volumique "moyen champ"	70 - 550	≤ 50
Tomographie volumique "petit champ"	5 - 500	≤ 45

*: ICRP 2007

Figure 11 Comparaison des doses efficaces selon les modalités et techniques de radiographie odonto-stomatologique d'après Foucart et al²⁰.

On comprend alors pourquoi la radioprotection est devenue une obligation légale par la directive européenne de juin 1997. Celle-ci est relative à la protection sanitaire des personnes contre les dangers des rayonnements ionisants lors d'expositions à des fins médicales.

En France, cette directive est rendue obligatoire par le biais de la Haute Autorité de Santé (HAS) qui encadre les bonnes pratiques et rend obligatoire pour les médecins **l'application des principes fondamentaux de justification et d'optimisation**. On entend par là :

- **La justification des actes qui établit le bénéfice net d'un examen par rapport au préjudice potentiel lié à l'exposition aux rayonnements ionisants.**
- **L'optimisation des pratiques. Lorsqu'un examen utilisant les rayonnements ionisants est justifié, il doit être optimisé afin d'obtenir l'information diagnostique recherchée au moyen de la dose d'exposition la plus faible possible.**

On comprend bien alors qu'un acte de radiographie doit avoir une indication clinique bien établie, faute de quoi il **n'est pas justifié et conduit** à une exposition superflue aux rayonnements ionisants²⁰.

Mais lorsque **l'acte radiologique est justifié, il est intéressant d'étudier** avec quel seuil de dose la plus basse possible il devient raisonnablement acceptable. C'est le principe ALARA (As Low As Reasonably Achievable) qu'a étudié Alawaji²⁴ dans un article publié en 2018 sur l'optimisation de la qualité d'image CBCT en implantologie. Il effectue des examens CBCT d'un os humain en variant les paramètres d'ampérage ou de tension selon diverses **tailles de champs et évalue la qualité d'image pour la dose d'irradiation la plus faible**. Il en ressort une **qualité d'image optimale** pour des paramètres de tension à 85 kVp et une intensité de 3,2mA, soit une taille de voxel de 0,27mm. Ce résultat est très similaire aux réglages **d'imageries utilisés pour les études** de précision de positionnement implantaire vues plus haut.

A la lueur de **l'ensemble de** ces éléments, on se rend bien compte que ce protocole actuel de comparaison de positionnement implantaire ne peut apporter une réponse valable. Car inévitablement, en se basant sur **l'imagerie CBCT**, il se heurte à ses limites. Mais aussi du point de vue de

la radioprotection il ne peut pas être justifié. La problématique qui émerge est donc la suivante : comment comparer précisément une position implantaire planifiée à une position implantaire réalisée de manière éthiquement acceptable ?

III. Une méthode alternative de comparaison

A. Les moyens d'enregistrement surfacique

A notre connaissance, les premiers auteurs à avoir pris conscience de cette problématique sont Platzner²⁵ et Cristache²⁶ dans leurs études publiées en 2013 et 2017, respectivement. **Comme on l'a vu** jusque-là, 2 CBCT étaient nécessaires pour évaluer la précision du positionnement implantaire guidée. Mais eux, proposent **l'utilisation d'une empreinte** optique afin de se substituer au second CBCT et être en accord avec les recommandations éthiques de radioprotection. Le protocole proposé est très similaire à celui **qu'on a** décrit dans la deuxième partie **sauf qu'une** fois la chirurgie implantaire réalisée, une empreinte optique est effectuée **à l'aide d'un scanner optique** plutôt **qu'un examen d'imagerie 3D**. Pour Cristache, des piliers de numérisation sont vissés au préalable afin que chaque implant soit reconnu par la caméra optique intra orale. Pour Platzner, **c'est le modèle de travail qui est scanné** et donc les analogues **d'implants**, via un scanner optique de laboratoire. Dans les deux cas, on obtient un fichier STL **qu'on importe dans un** logiciel de comparaison type Geomagic® Qualify software. Le STL de la planification est également importé et on lui superpose le fichier intra oral **à l'aide de l'algorithme de** meilleur repositionnement afin de pouvoir les comparer ensuite. Mais dans ce cas, la planification a été effectuée sur le STL initial. Cette technique ne peut donc pas préciser la position des implants dans le DICOM. Donc on aura des écarts artificiellement minimisés.

Plus récemment Pyo²⁷ faisait **un tour d'horizon de l'ensemble des techniques d'accès à la précision de positionnement implantaire guidée**. Il qualifie de méthode directe, la technique passant par un double cone-beam et de méthode indirecte celle de Platzner ou de Cristache. Mais en revanche, pour des auteurs tels que Tang²⁸, aucune différence significative **ne peut être constatée entre la méthode d'enregistrement numérique et la**

méthode radiographique **dans l'évaluation** de la précision clinique du positionnement implantaire

On peut alors s'interroger, puisque l'intérêt de ce protocole indirect, en plus d'être en accord avec les recommandations de radioprotection, est justement **qu'il évite la conversion du second** fichier DICOM postopératoire en fichier STL de comparaison. **Cela devrait se traduire par l'absence de biais d'erreurs** lié aux voxels et aux artéfacts. Car finalement, la précision de la méthode directe devrait être soumise à la résolution du CBCT tandis que la méthode indirecte devrait être soumise à la résolution du scanner intra oral.

Pour avoir un ordre d'idée de la véritable résolution d'un scanner intra oral, il faut s'intéresser aux travaux de Kuhr²⁹ en 2017. En positionnant quatre repères dentaires intra oraux sous forme de billes dont on connaît le volume exact et la distance qui les sépare, on est en capacité de générer des répliques numériques avec différents modèles de caméras optiques. On réalise également une empreinte physique via un matériau **d'empreinte** conventionnel comme un polyéther type **impregum™**. On est alors en capacité de mesurer leur **justesse d'enregistrement et donc l'imprécision de base qu'il peut y avoir**. L'empreinte conventionnelle à l'**impregum™** démontre la plus grande précision avec un écart minimum de **17μ** pour un écart maximum de **43μ vis-à-vis** de la mesure référence. Le meilleur scanner intra oral démontre un écart de **30μ au minimum** pour un écart maximum de **86μ vis-à-vis** de la mesure référence. Si on cumule ces deux imprécisions on trouve le niveau de finesse de la méthode indirecte de Platzer alors que le niveau de finesse du scanner intra oral seul correspond à la méthode indirecte de Cristache. Mais dans tous les cas, on est face à un degré de précision bien meilleur que pour la méthode directe qui est au minimum celui de la dimension d'un voxel soit **0,28mm**. Bien sûr, **on ne compte pas l'imprécision de repositionnement des fichiers STL générée par l'algorithme de meilleur repositionnement**. Mais ce biais est présent quelle que soit la méthode et difficilement quantifiable. On peut donc conclure que **si Tang a montré qu'aucune différence significative**

ne peut être constatée entre la méthode d'enregistrement numérique et la méthode radiographique dans l'évaluation de la précision clinique du positionnement implantaire, c'est que son étude manquait de puissance par manque de précision. En effet, cette nouvelle méthode indirecte assure un niveau de finesse presque 10 fois plus élevé que la méthode directe.

B. Proposition d'une nouvelle méthode comparative

Gardons à l'esprit que certains biais persistent et qui résultent logiquement de la prise d'empreinte optique, de la superposition des surfaces, de la segmentation d'implants dans le logiciel ou encore de l'algorithme de calcul d'erreur...

Les systèmes de pose d'implants par guidage dynamique sont intéressants puisqu'ils nécessitent la fixation rigide de marqueurs radio-opaques, des repères, qui sont positionnés par le biais d'un clip sur la mâchoire du patient durant le Cône Beam pré opératoire. L'espace imagé par ce scanner pré opératoire est appelé volume de balayage et à chaque point de ce volume est attribué une coordonnée XYZ unique dans un repère dont l'origine correspond aux marqueurs radio opaques du clip. En effet les marqueurs sont calibrés et leurs dimensions bien définies permettant au logiciel de planification de les reconnaître exactement³⁰.

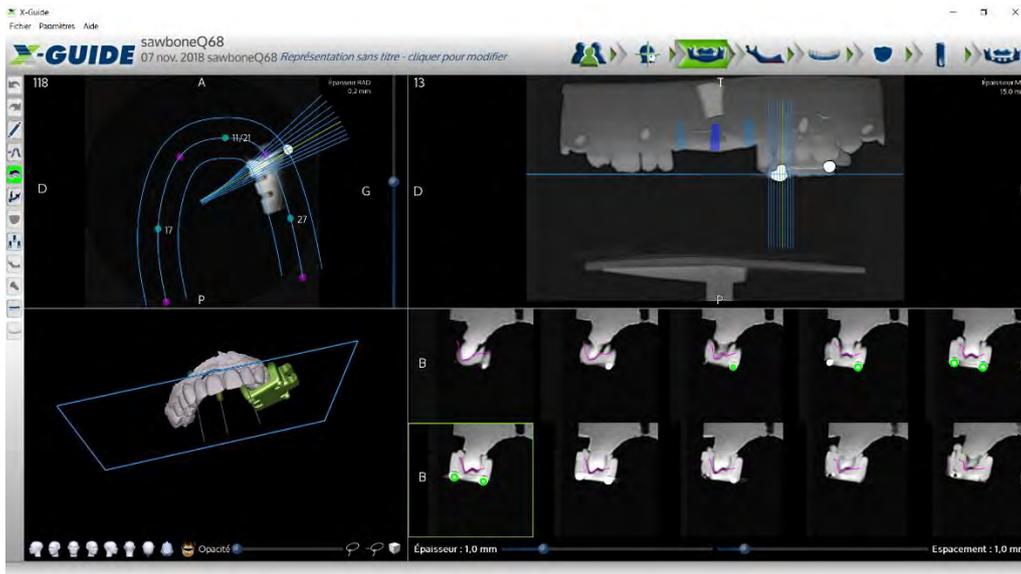


Figure 12 Repérage des marqueurs radio opaques du clip par le logiciel de planification et prévisualisation du volume de balayage associé.

Lors de l'étape de planification préopératoire, le chirurgien va renseigner les données cartésiennes **du site de forage implantaire qu'il a décidé** dans le repère du clip et elles seront alors alignées sur le volume de balayage. Ces marqueurs de référence sont donc utilisés pour inscrire **l'anatomie du patient** dans la matrice tridimensionnelle du scanner mais aussi pour **l'inscrire dans le suivi du volume** du site opératoire au moment de la chirurgie. En conséquence le clip doit être parfaitement repositionné quitte à affiner ce repositionnement en bouche au moment de la chirurgie pour pouvoir commencer le forage implantaire.

Afin de comparer le positionnement implantaire post chirurgical au positionnement planifié, il serait alors judicieux de **s'en inspirer et de positionner des repères radio opaques sur l'arcade du patient pour s'en servir de référentiel de comparaison.**

Pour illustrer cela, on peut fixer par exemple, trois billes métalliques, sur **l'arcade du patient**. On pourrait aussi se servir **d'une** gouttière thermoformée, ou bien ici, on fixe directement des billes de 3mm de diamètre sur un modèle expérimental en résine.



Figure 13 Modèle expérimental avec ses trois billes de repérages fixées.

L'imagerie 3D est effectuée ainsi que la planification. A ce moment-là on fusionne les coordonnées des sites de forage aux coordonnées des points du volume de balayage et on exporte ces données au format STL. Au préalable **on fait varier le seuil d'unité Housfield au** maximum pour obtenir des volumes sphériques les plus nets possibles. On obtient alors un nuage de points surfaciques qui ne contient que les données de planification et celles du système de repérage radio opaques, y compris celles du clip, donc six sphères.

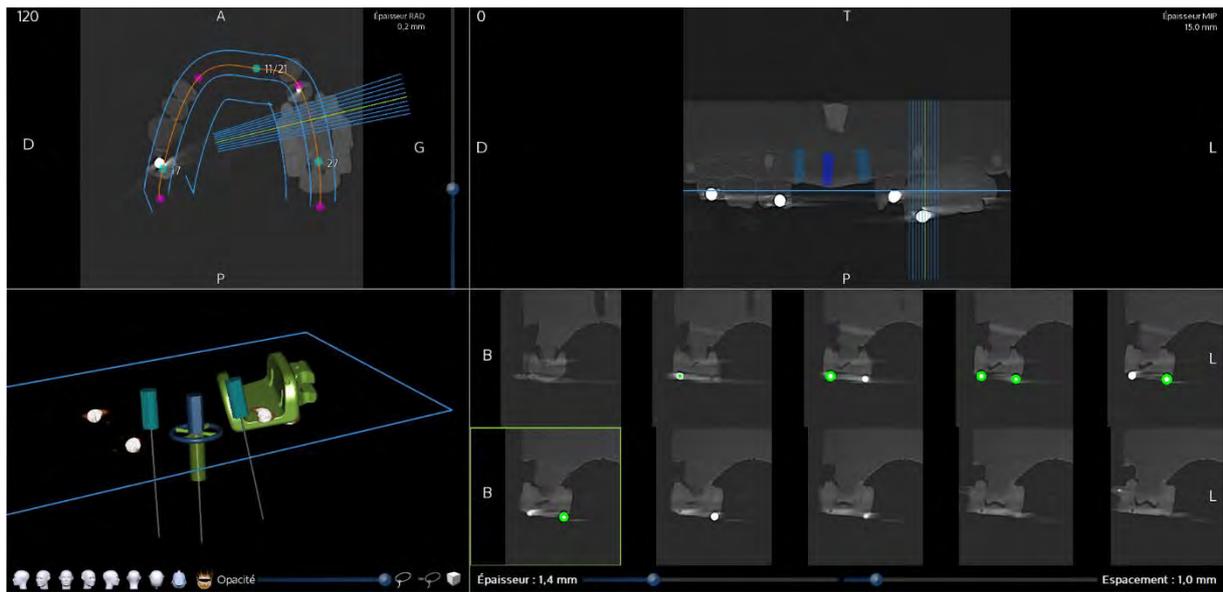


Figure 14 Volume de balayage et de la planification du site implantaire à exporter en opacité minimale.

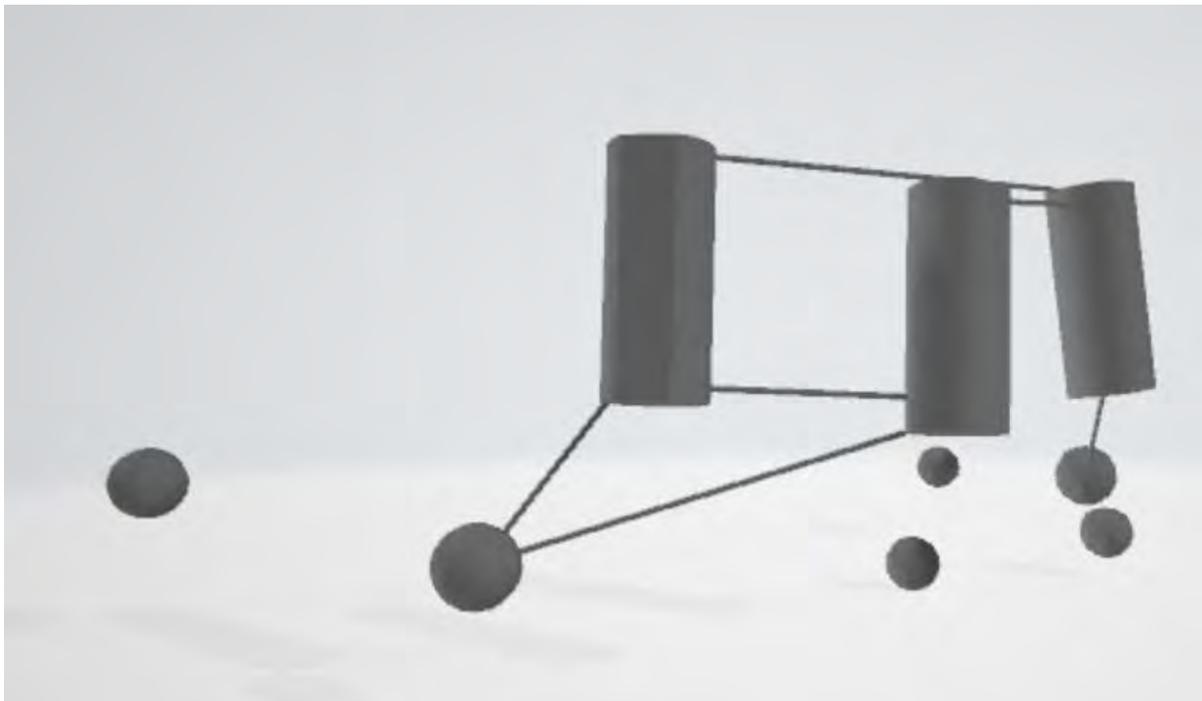


Figure 15 Fichier STL du volume de balayage et de la planification fusionnés.

La chirurgie est effectuée et les implants sont mis en place grâce à un système de navigation chirurgicale.



Figure 16 Modèle expérimental en situation post chirurgicale.

On réalise alors une empreinte optique de l'ensemble de l'arcade concernée, clip en place. Au préalable, **on visse des transferts d'empreinte** sur les implants afin de situer leurs émergences le plus rigoureusement possible. Un deuxième fichier STL est ainsi généré, correspondant au positionnement implantaire réalisé.

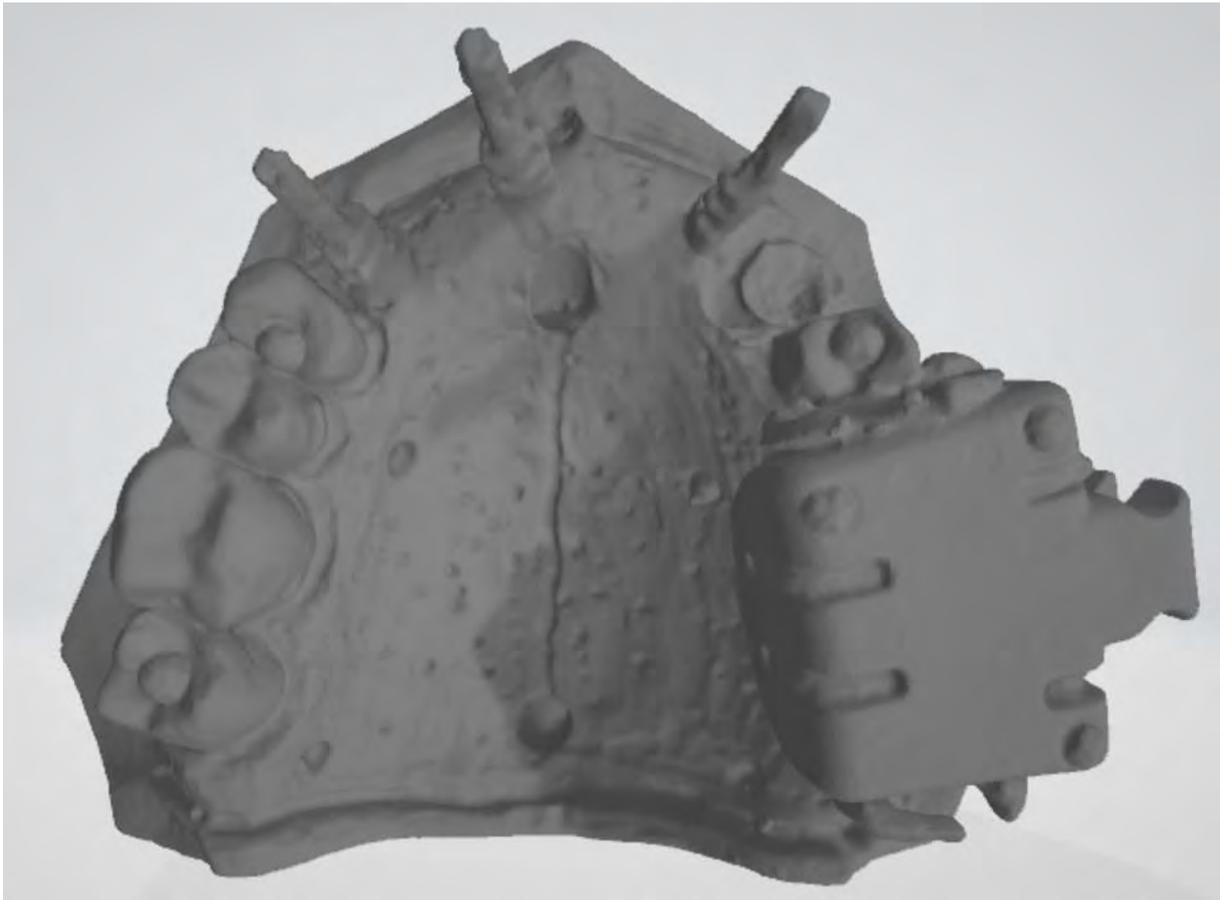


Figure 17 Fichier STL obtenu par empreinte optique intra orale post chirurgicale.

La méthodologie de comparaison est alors similaire à celle de la méthode indirecte, sauf que la superposition des deux fichiers ne **s'effectuera qu'en** fonction des trois billes de repérages ; éléments invariablement communs aux deux fichiers.

Dans l'idée de se soustraire au biais de l'algorithme de meilleur repositionnement de Geomagic® Qualify Software, on utilise un repositionnement manuel sur autre logiciel, Catia V5R21 Software. Grâce à sa puissance, Catia permet un traitement des fichiers sans aucune perte de donnée. En effet lors de la facettisation du nuage de points STL, on peut intervenir sur deux critères et les optimiser : la flèche et le pas. **La flèche est la distance maximale qu'il existe entre le maillage et la pièce réelle.** Le pas, quant à lui, **correspond à la distance entre deux nœuds voisins.**

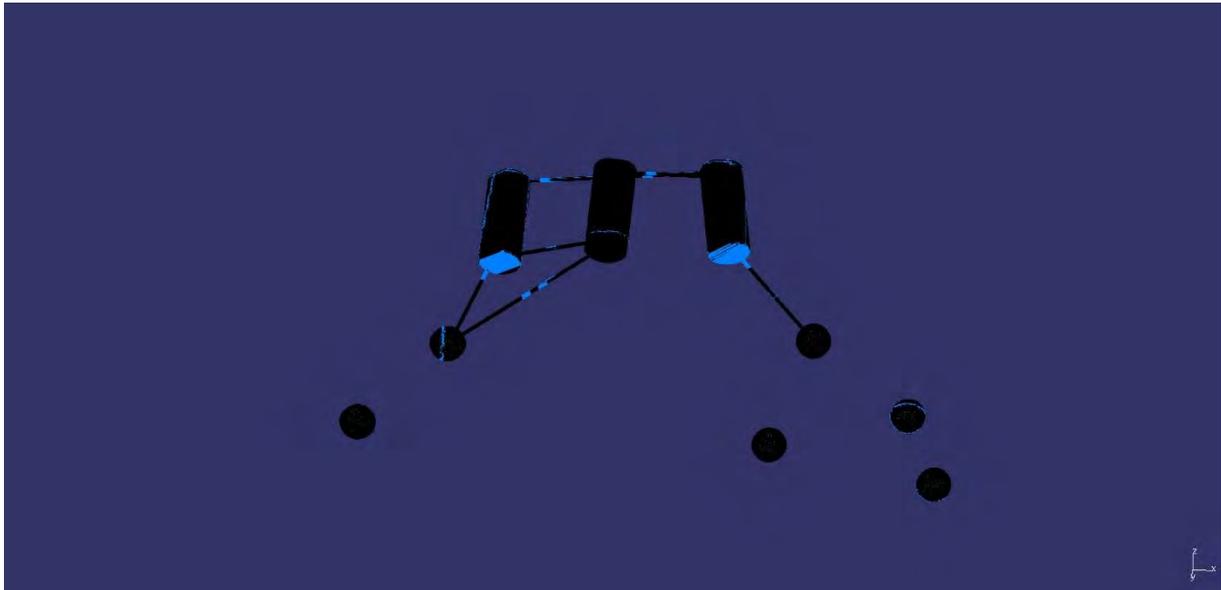


Figure 18 Ouverture du fichier STL de planification sur Catia V5R21 après réglage de la flèche et du pas à 0.

Catia ne permet pas seulement de comparer deux fichiers STL comme Géomagic, il peut également les modéliser afin de créer dans chaque fichier le même repère orthonormé. Ce repère est donc placé selon le **centre d'une** des billes **qu'on aura modélisées**. Les centres des deux autres billes calibrent son orientation et sa position dans les trois sens de l'espace.

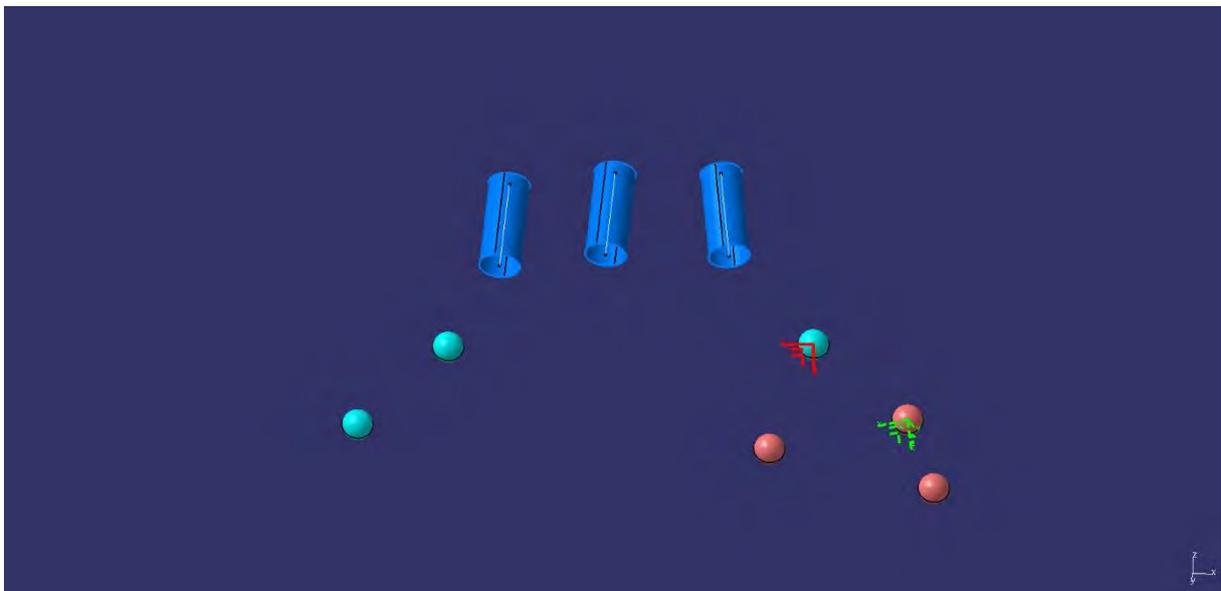


Figure 19 Modélisation du fichier STL de planification et positionnement des repères.

Le traitement du fichier STL post chirurgical est sensiblement le même, sauf qu'on modélise au préalable les transferts vissés sur les implants qu'on a positionnés afin de modéliser leur position exacte.

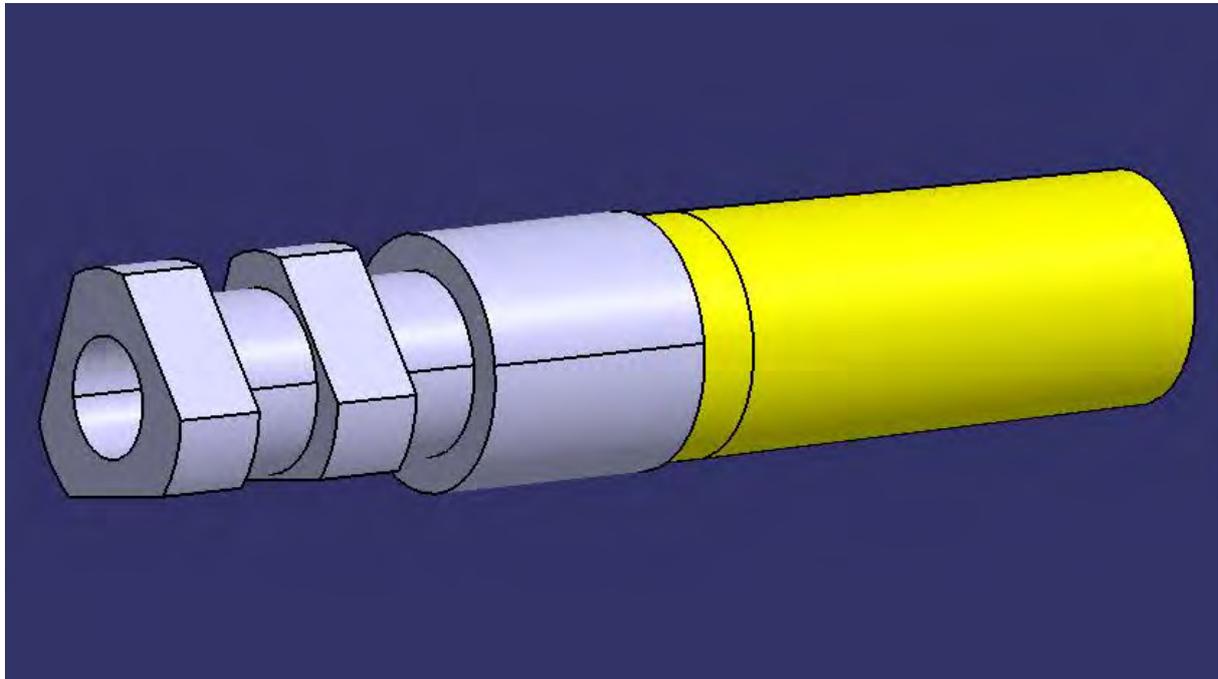


Figure 20 Modélisation d'un transfert de 4mm de diamètre vissé sur son implant.

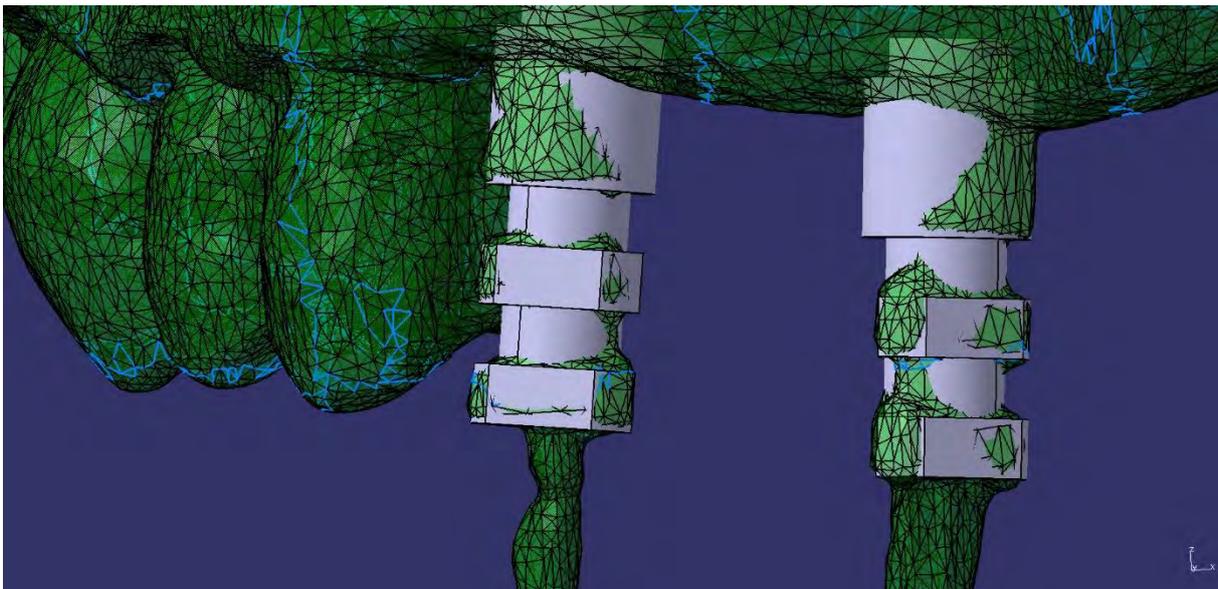


Figure 21 Modélisation des transferts sur le fichier STL post chirurgical.

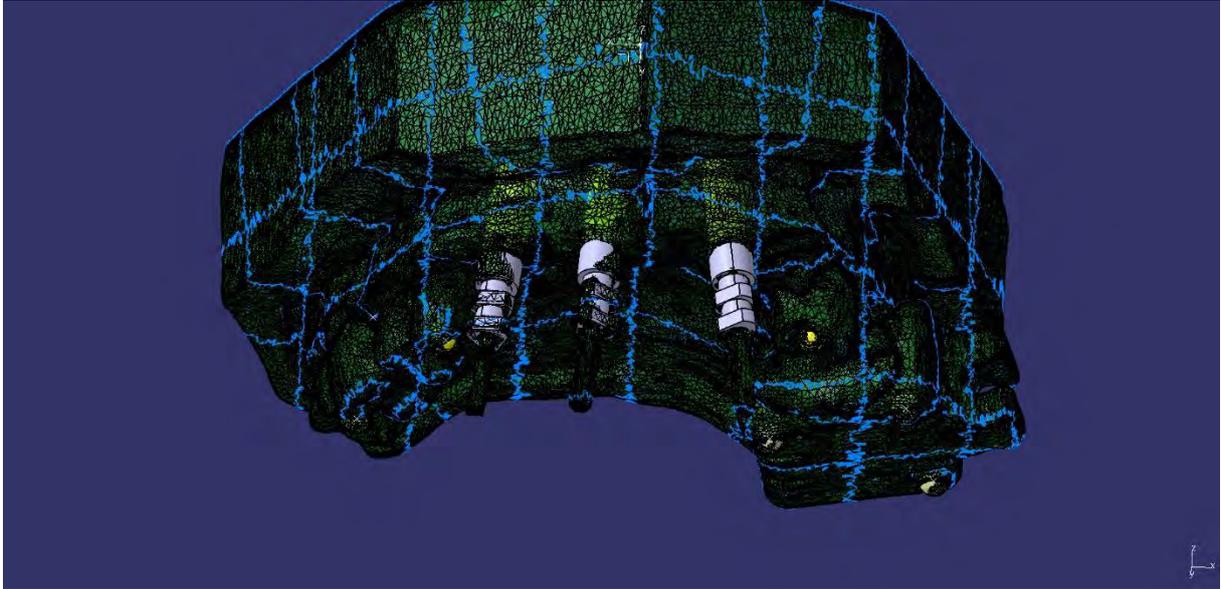


Figure 22 Modélisation du fichier STL post chirurgical.

On obtient alors deux fichiers surfaciques qui sont repérés et modélisables de manière à pouvoir les superposer. Cela nous autorise une comparaison claire et simplifiée après isolement de ces entités dans le même repère.



Figure 23 Superposition des deux fichiers modélisés dans le repère.

On effectue les mesures comparatives selon les critères de comparaison de Jung détaillés dans la section deux :

- L'erreur de déviation dans le sens horizontal de la plateforme implantaire: L_p
- L'erreur de déviation dans le sens horizontal de l'apex implantaire : La
- L'erreur de déviation dans le sens vertical de la plateforme implantaire V_p
- L'erreur de déviation dans le sens vertical de l'apex implantaire : V_a
- L'erreur de déviation de l'axe de forage, c'est-à-dire l'angle α entre l'axe de l'implant et l'axe de planification : A

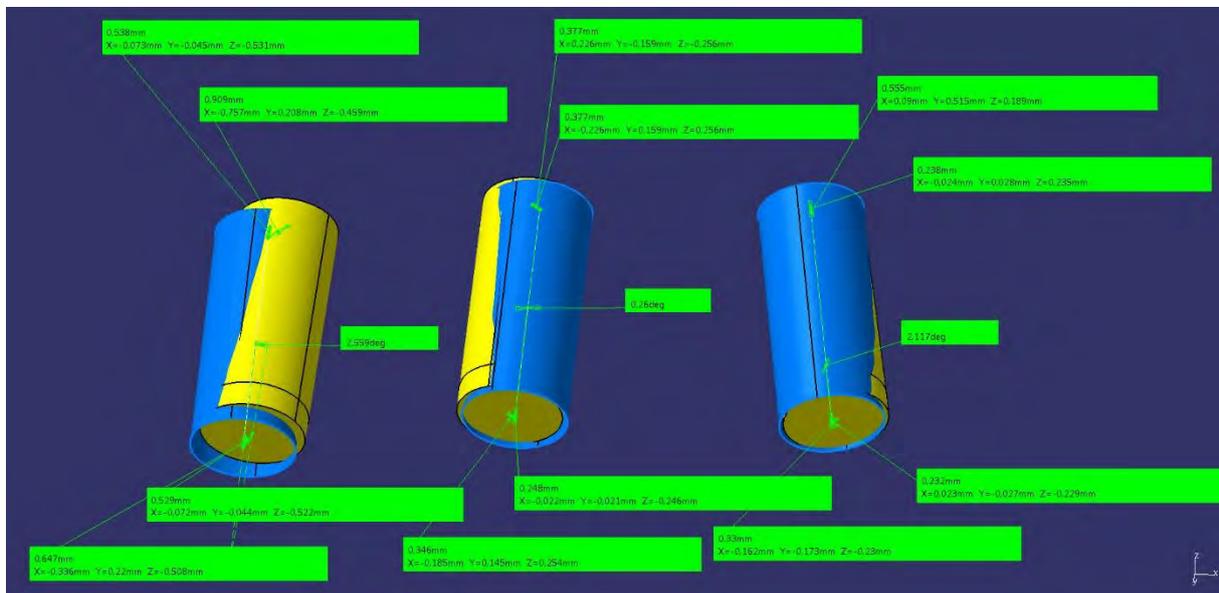


Figure 24 Résultats comparatifs entre positionnement implantaire planifié et positionnement réalisé selon les critères de Jung (implants A, B et C de gauche à droite)

On obtient les résultats suivants :

	L_p (en mm)	La (en mm)	V_p (en mm)	V_a (en mm)	A (en degrés)
Implant A	0,647	0,538	0,529	0,909	2,559
Implant B	0,346	0,377	0,248	0,377	0,26
Implant C	0,33	0,555	0,232	0,238	2,117

On pourrait envisager ici grâce à ce système de guidage, **d'effectuer** une comparaison de positionnement via les repères du clip comme référence. Cela nous donnerait **la précision de l'opérateur sans tenir compte du biais** de mobilité du clip qui est lié à son support, au mouvement des joues du **patient ou au tracker qui lui est vissé dessus...** Mais on peut être sûr qu'il est bien présent. Dans ce cas, il faudrait **réaliser l'enregistrement** surfacique sans aucun biais de repositionnement immédiatement après la chirurgie **ce qui n'a pas été le cas** ici.

Discussion :

Ce protocole d'analyse expérimentale est donc intéressant car il **s'affranchit** de la totalité des biais qui existent encore actuellement dans les protocoles comparatifs. On obtient ainsi des résultats de grande précision avec une grande exactitude, **ce qui n'est pas forcément le cas** dans la littérature actuelle. La principale limite découle pourtant de la **finesse d'enregistrement de la caméra optique. De par l'utilisation d'un modèle d'étude en résine ici, nous avons pu enregistrer** les surfaces à l'aide d'un scanner de laboratoire. En l'occurrence le D2000 et dont la **résolution de 5µm est** encore inégalée actuellement. Pourtant des distorsions ont été créées, **ce qui rendait l'exactitude d'ajustement** des modélisations parfois arbitraire. Cependant, un algorithme de meilleur repositionnement bien que plus rapide aurait très certainement superposé « au mieux » les deux fichiers STL mais sans aucune garantie **d'exactitude** dans la précision des résultats.

Conclusion

L'aspect intéressant que soulève ce travail hormis la précision, est donc la **question de l'exactitude** de la position implantaire réalisée vis à vis de la planification. De nombreuses méthodes continuent et tendent à étudier la précision des systèmes de positionnement implantaire sans tenir compte de leur exactitude. Or, **un système est exact lorsqu'il est linéaire, stable et avec peu de biais tandis qu'il est précis lorsqu'il est reproductible et répétable**. Ces cinq caractéristiques rendent un système acceptable et **prédictible**. La précision n'étant rien sans l'exactitude et inversement. En effet, lorsqu'un système de guidage optimise la précision, sans tenir compte de certains biais intrinsèques, il est inexact.

L'idéal serait alors un système de guidage implantaire qui optimiserait à la fois la précision et l'exactitude mais il n'existe pas pour le moment. Il appartient donc à chacun de définir clairement ses besoins en choisissant un système qui met en œuvre ces deux notions sans toutefois délaissier l'une d'elles.

Bibliographie:

1. Qahash M, Wikesjo UME, Qahash M, Susin C. « Bone healing dynamics at buccal. » 2007;166-172.
2. Armand S, LE GAC O. « Couronnes vissées versus couronnes scellées: implications biologiques et mécaniques. » In: *JPIO.* ; 2018;85-97.
3. L. Akesson MR. « Marginal bone in periodontal **disease** : an evaluation of image quality in panoramic and intra-oral radiography. » 1989;18:105-112.
4. Liang X, Jacobs R, Hassan B, et al. « A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I . On subjective image quality. » *Eur J Radiol.* 2010;75(2):265-269.
5. **Davarpanah M, Martinez H. Manuel d'implantologie clinique.** 1999;JPIO:106-121.
6. Harris D, Buser D, Dula K, et al. « E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry: A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration in Trinity College Dublin. » *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(5):566-570.
7. Vercruyssen M. « Guided surgery : **accuracy and efficacy.** » 2014;66:228-246.
8. Monje A, Galindo-moreno DDSP, Tözüm TF, Amo FS, Wang DDSH. « Into the Paradigm of Local Factors as Contributors for Peri-implant Disease: Short Communication. » 2016;31(2):288-292.
9. Armand S. « Chirurgie implantaire sans lambeau.» *Réalité clinique* 2009: vol.20 (4) 277-290.

10. Tahmaseb A, Wismeijer D, Coucke W, Derksen W. « Computer Technology Applications in Surgical Implant Dentistry : **A Systematic Review.**» 2014.
11. Jung RE, Dent M, Schneider D, Dent M. « Computer **Technology Applications in Surgical Implant Dentistry : A Systematic Review.** » 2009; (January).
12. Giacomo GA Di, Silva J V, Silva AM, Paschoal GH, Cury PR, Szarf G. « Accuracy and Complications of Computer-Designed Selective Laser Sintering Surgical Guides for Flapless Dental Implant Placement. » 2011; 83(4).
13. Tahmaseb A. « Parameters of Passive Fit Using a New Technique to Mill Implant-Supported Superstructures: An In Vitro Study of a Novel Three-Dimensional Force Measurement-Misfit. » 2010.
14. Pettersson A, Kero T, Gillot L, et al. « Accuracy of CAD / CAM -guided surgical template implant surgery on human cadavers : **Part I.** » *J Prosthet Dent.* 2010; 103(6): 334-342.
15. Block MS, Emery RW, Cullum DR, Sheikh A. « Implant Placement Is More Accurate Using Dynamic Navigation. » *J Oral Maxillofac Surg.* 2017; 75(7):1377-1386.
16. LE GAC O. « Chirurgie assistée par ordinateur la navigation dynamique système x-guide. » *Le fil Dent.* 2018; 139: 12-50.
17. Bover-Ramos F, Viña-Almunia J, Cervera-Ballester J, Peñarrocha-Diago M, García-Mira B. « Accuracy of Implant Placement with Computer-Guided Surgery: A Systematic Review and Meta-Analysis Comparing Cadaver, Clinical, and In Vitro Studies. » *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017: 101-115.

18. Noharet R, Pettersson A, Bourgeois D. « Accuracy of implant placement in the posterior maxilla as related to 2 types of surgical guides: A pilot study in the human cadaver. » *J Prosthet Dent.* 2014; 112(3): 526-532.
19. Baumgaertel S, Palomo JM, Palomo L, Hans MG. « Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. » *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009; 136(1): 19-25.
20. HAS. « Tomographie volumique a faisceau conique de la face (cone beam computerized tomography) ». 2009: 1-74.
21. Goldman LW. « **Principles of CT : Radiation Dose and Image Quality.** » 2014: 213-225.
22. Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H, et al. « Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. » *Clin Oral Implants Res.* 2013; 24(A100): 94-99.
23. Schnutenhaus S, Graf M, Doering I, Luthardt RG, Rudolph H. « Reproducibility of CBCT image analysis: a clinical study on intrapersonal and interpersonal errors in bone structure determination. » *Oral Radiol.* 2018; 0(0): 0.
24. Alawaji Y, MacDonald DS, Giannelis G, Ford NL. « Optimization of cone beam computed tomography image quality in implant dentistry. » *Clin Exp Dent Res.* 2018; 4(6): 268-278.
25. Platzer S, Bertha G, Heschl A, Wegscheider WA, Lorenzoni M. « **Three-Dimensional Accuracy of Guided Implant Placement : Indirect Assessment of.** » 2011: 1-11.
26. Cristache CM, Gurbanescu S. « Accuracy Evaluation of a Stereolithographic Surgical Template for Dental Implant Insertion Using 3D Superimposition Protocol. » *Int J Dent.* 2017; 2017.

27. Pyo S-W, Lim Y-J, Koo K-T, Lee J. « Methods Used to Assess the 3D Accuracy of Dental Implant Positions in Computer-Guided Implant Placement: A Review. » *J Clin Med*. 2019;8(1).
28. Tang T, Liao L, Huang Z, Gu X, Zhang X. « Accuracy of the evaluation of implant position using a completely digital registration method compared with a radiographic method.» *J Prosthet Dent*. 2019:1-6.
29. Kuhr F, Schmidt A, Rehmann P, Wöstmann B. « A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. » *J Dent*. 2016;55:68-74.
30. Block M, Emery R, Lank K, Ryan J. « Implant Placement Accuracy Using Dynamic Navigation. » *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(1):92-99.

Table des illustrations:

Figure 1: Une imagerie panoramique présentant une qualité d'image convenable, inacceptable et satisfaisante. ³	15
Figure 2 Radiographie rétro alvéolaire présentant une qualité d'image inacceptable (a) et convenable (b) liée à l'angulation du capteur. ³	15
Figure 3 Différentes coupes du même objet selon différentes résolutions, filtres et marques de CBCT. ⁴	16
Figure 4 Epaisseur de tissus mous visible entre le guide radiologique (en bleu) et la surface osseuse. ⁵	18
Figure 5 Logiciel de planification (Simplant®) avec guide radiologique et analyse des obstacles anatomiques.	21
Figure 6 Critères de comparaison de positionnement implantaire. ¹⁷	26
Figure 7 Tableau récapitulatif de mesures de différence entre positionnement implantaire planifié et positionnement implantaire réalisé dans l'étude de Noharet.	27
Figure 8 Evaluation des distances sur logiciel CBCT ¹⁹	29
Figure 9 Schéma illustrant la différence de mesure calibrée par rapport à la mesure sur CBCT. ¹⁹	30
Figure 10 Superposition des données data complètes et de la région d'intérêt (ROI) à T0 et T1. ²³	33
Figure 11 Comparaison des doses efficaces selon les modalités et techniques de radiographie odonto- stomatologique d'après Foucart et al ²⁰	35
Figure 12 Repérage des marqueurs radio opaques du clip par le logiciel de planification et prévisualisation du volume de balayage associé.	41
Figure 13 Modèle expérimental avec ses trois billes de repérages fixées.	42
Figure 14 Volume de balayage et de la planification du site implantaire à exporter en opacité minimale.	43
Figure 15 Fichier STL du volume de balayage et de la planification fusionnés.	43
Figure 16 Modèle expérimental en situation post chirurgicale.	44
Figure 17 Fichier STL obtenu par empreinte optique intra orale post chirurgicale.....	45
Figure 18 Ouverture du fichier STL de planification sur Catia V5R21 après réglage de la flèche et du pas à 0.	46
Figure 19 Modélisation du fichier STL de planification et positionnement des repères.	46
Figure 20 Modélisation d'un transfert de 4mm de diamètre vissé sur son implant.	47
Figure 21 Modélisation des transferts sur le fichier STL post chirurgical..	47
Figure 22 Modélisation du fichier STL post chirurgical.	48
Figure 23 Superposition des deux fichiers modélisés dans le repère.	48

Figure 24 Résultats comparatifs entre positionnement implantaire planifié et positionnement réalisé selon les critères de Jung (implants A, B et C de gauche à droite) 49

Chirurgie implantaire guidée : **proposition d'une nouvelle**
méthode comparative entre position implantaire planifiée et
position réalisée.

RÉSUMÉ : La méthode conventionnelle de planification implantaire chirurgicale intègre désormais le flux numérique. En ce sens, les étapes chirurgicales puis prothétiques sont de plus en plus prévisibles mais **n'excluent** pas le contrôle post opératoire. Pourtant, les méthodes de comparaison de la position implantaire réalisée à la position planifiée se heurtent à de nombreux biais. Voxels, artéfacts, matching, traitement des **données...**, **autant d'erreurs qui ne peuvent conduire** à une analyse satisfaisante des dispositifs de guidage. Pourtant, en reprenant ces limites **une à une, il est possible de les éliminer et d'aboutir à une méthodologie** plus fine.

TITLE: Guided implant surgery: proposal of a new comparative method between planned implant position and realized position.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Chirurgie Dentaire

MOTS-CLÉS. Implantologie, Chirurgie guidée, Comparaison, Méthodologie, Planification, Analyse, Précision, Fiabilité

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE :

Université Toulouse III-Paul Sabatier

Faculté de chirurgie dentaire

3 chemin des maraîchers

31062 Toulouse Cedex

Directeurs de thèse : Pr Serge ARMAND et Dr Olivier LE GAC