

UNIVERSITÉ DE LILLE
DEPARTEMENT FACULTAIRE UFR3S-ODONTOLOGIE

Année de soutenance 2025

N°:

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

Présentée et soutenue publiquement le 07 octobre 2025

Par Baptiste LONGUEVAL

Réalité augmentée en implantologie :

Optimisation du Workflow et série de cas

JURY

Président : Monsieur le Professeur THOMAS COLARD
Assesseurs : Monsieur le Professeur Romain NICOT
Monsieur le Docteur Philippe ROCHER
Madame le Docteur Mathilde SAVIGNAT
Membres invités : Monsieur Le Professeur Gwenael RAOUL
Monsieur le Docteur Ludovic LAUWERS

| | |
|---|-------------------|
| Président de l'Université : | Pr. R. BORDET |
| Directrice Générale des Services de l'Université : | A.V. CHIRIS FABRE |
| Doyen UFR3S : | Pr. D. LACROIX |
| Directrice des Services d'Appui UFR3S : | A. PACAUD |
| Vice-doyen département facultaire UFR3S-Odontologie : | Pr. C. DELFOSSE |
| Responsable des Services : | L. KORAÏCHI |
| Responsable de la Scolarité : | V. MAURIAUCOURT |

PERSONNEL ENSEIGNANT DE LA FACULTE

PROFESSEUR DES UNIVERSITES EMERITE

E DEVEAUX Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

K. AGOSSA Parodontologie

P. BOITELLE Responsable du département de Prothèse

T. COLARD Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biométrie

C. DELFOSSE **Vice-doyen du département facultaire UFR3S-
Odontologie
Odontologie Pédiatrique
Responsable du département d'Orthopédie dentofaciale**

L ROBBERECHT **Responsable du Département de Dentisterie**
Restauratrice Endodontie

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

| | |
|---------------------|---|
| T. BECAVIN | Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux |
| A. BLAIZOT | Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale |
| F. BOSCHIN | Parodontologie |
| C. CATTEAU | Responsable du Département de Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale |
| X. COUTEL | Biologie Orale |
| A. de BROUCKER | Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux |
| M. DEHURTEVENT | Prothèses |
| C. DENIS | Prothèses |
| F. DESCAMP | Prothèses |
| M. DUBAR | Responsable du Département de Parodontologie |
| A. GAMBIEZ | Dentisterie Restauratrice Endodontie |
| F. GRAUX | Prothèses |
| M. LINEZ | Dentisterie Restauratrice Endodontie |
| T. MARQUILLIER | Odontologie Pédiatrique |
| G. MAYER | Prothèses |
| L. NAWROCKI | Responsable du Département de Chirurgie Orale Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHU Lille |
| C. OLEJNIK | Responsable du Département de Biologie Orale |
| H. PERSOON | Dentisterie Restauratrice Endodontie (Maître de conférences des Universités associé) |
| P. ROCHER | Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux |
| M. SAVIGNAT | Responsable du Département de Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux |
| T. TRENTEAUX | Responsable du Département d'Odontologie Pédiatrique |
| J. VANDOMME | Prothèses |
| R. WAKAM KOUAM | Prothèses |

Remercîments,

Aux membres du jury,

Monsieur le Professeur Thomas COLARD

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier
Section Réhabilitation Orale
Département Fonction/Dysfonction, Imagerie et Biomatériaux

Docteur en Chirurgie Dentaire (Université de Lille)
Docteur du Muséum National d'Histoire Naturelle en Anthropologie Biologique (MNHN, Paris)
Habilitation à Diriger des Recherches (Université de Lille)

Master 1 - Biologie-Santé (Université de Lille)
Master 2 - Evolution Humaine (MNHN, Paris)
DIU Orthopédie Dento-Cranio-Maxillo-Faciale (Sorbonne Université, Paris)

Chargé de mission Recherche

Je vous remercie sincèrement d'avoir accepté d'en assurer la présidence avec autant de disponibilité et de réactivité, ainsi que pour votre soutien dans la gestion des difficultés liées à la composition de mon jury. Votre bienveillance et votre accompagnement m'ont été d'une aide inestimable et ont grandement facilité l'aboutissement de ce travail.

Un grand merci.

Monsieur le Professeur Romain Nicot

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier
Section Stomatologie et Chirurgie Maxillo-Faciale
Département Chirurgie Orale

- **Habilitation à Diriger des Recherches (HDR)** – Université de Lille, 2023
- **Doctorat en Médecine** – Université de Lille, 2015
- **Doctorat en Biologie Santé** – Université de Lille, 2021
- **Diplôme d'Études Spécialisées Complémentaires (DESC) en Chirurgie Maxillo-Faciale et Stomatologie** – Université de Lille
- **Diplôme d'Études Spécialisées (DES) en Chirurgie Générale** – Université de Lille
- **Diplôme Universitaire (DU) en Pédagogie en Sciences de la Santé** – Université de Rouen-Normandie, 2018
- **Diplôme Universitaire (DU) en Microchirurgie** – Université de Lille, 2013
- **Diplôme Universitaire (DU) en Carcinologie Cervico-Faciale** – Institut Gustave Roussy, Villejuif, 2013
- **Diplôme Inter-Universitaire (DIU) en Lambeaux de la Tête, du Tronc et des Membres** – Université de Lille, 2012

Cher Professeur Nicot,

Il y a deux ans, vous étiez mon directeur de thèse, aujourd’hui, vous êtes aussi un ami.

Votre bienveillance, vos conseils et votre disponibilité ont été précieux tout au long de ce travail, et je vous en suis profondément reconnaissant.

Au-delà de la thèse, partager notre passion pour le sport a été un vrai plaisir, et j’espère que cela continuera encore longtemps !

Un grand merci pour tout.

Monsieur le Professeur Raoul Gwénaël

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier
Section Stomatologie et Chirurgie Maxillo-Faciale
Département Chirurgie Orale

- **Habilitation à Diriger des Recherches (HDR)** – Université de Lille
- **Doctorat en Médecine** – Université de Lille
- **Diplôme d'Études Spécialisées Complémentaires (DESC) en Chirurgie Maxillo-Faciale et Stomatologie** – Université de Lille
- **Diplôme d'Études Spécialisées (DES) en Chirurgie Générale** – Université de Lille
- **Diplôme Universitaire (DU) en Pédagogie en Sciences de la Santé** – Université de Rouen-Normandie, 2018
- **Diplôme Universitaire (DU) en Microchirurgie** – Université de Lille, 2013
- **Diplôme Universitaire (DU) en Carcinologie Cervico-Faciale** – Institut Gustave Roussy, Villejuif, 2013
- **Diplôme Inter-Universitaire (DIU) en Lambeaux de la Tête, du Tronc et des Membres** – Université de Lille, 2012

Cher Pr Raoul,

Vous me faites l'honneur de juger ce travail, et j'ai eu la chance de travailler à vos côtés.

Cette expérience a été des plus enrichissantes, et j'en garde d'excellents souvenirs. Travailler avec des personnes comme vous m'a poussé à me dépasser pour être à la hauteur de ce projet, et pour cela, je vous en suis profondément reconnaissant.

Un grand merci pour votre exigence et votre sincérité.

Monsieur le Docteur Ludovic Lauwers

Chirurgien-Dentiste – Praticien Hospitalier
Service de Chirurgie Maxillo-Faciale et Stomatologie
Centre Hospitalier Universitaire de Lille

- **Doctorat en Chirurgie Dentaire** – Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, 1995
- **Maîtrise de Sciences Biologiques et Médicales** – Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, 1996
- **Master en Sciences Biologiques et Médicales** – Université de Lille, 2020
- **Doctorat en Recherche Clinique, Innovation Technologique et Santé Publique** – Université de Lille, 2023
- **Diplôme Universitaire en Santé Numérique** – Université Catholique de Lille, 2021
- **Qualification en Chirurgie Orale** – Conseil National de l'Ordre des Chirurgiens-Dentistes, 2020
- **Formation en Implantologie « All on 4 »** – Malo Clinic, Lisbonne, 2017
- **Formation en Implantologie Système Zygoma Branemark** – CHU de Bruxelles, 2011
- **Assistant Hospitalo-Universitaire en Chirurgie Orale** – Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille, 1997-2001
- **Praticien Attaché en Chirurgie Buccale et Maxillo-Faciale** – CHU de Lille, 1994-1997
- **Praticien Hospitalier** – CHU de Lille, depuis 2002

Cher Dr Lauwers,

Votre disponibilité et votre soutien tout au long de cette thèse ont été inestimables.

J'ai toujours pu compter sur vous. Votre sérieux ainsi que votre rigueur m'ont beaucoup aidé à avancer.

Vous êtes un véritable exemple pour moi, tant sur le plan professionnel qu'humain, et j'espère que nos chemins se recroiseront au fil de nos carrières.

Un immense merci pour votre aide précieuse et votre engagement.

Madame le Docteur Mathilde SAVIGNAT

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Section de Réhabilitation Orale

Département Sciences Anatomiques

- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Docteur en Odontologie de l'Université de Lille2
- Master Recherche Biologie Santé - Spécialité Physiopathologie et Neurosciences

Responsable du Département des Sciences Anatomiques

Chargée de mission PASS - LAS

*Chère Docteur Savignat,
Je souhaite vous exprimer toute ma reconnaissance pour ces cinq années passées à vos côtés.*

Même si vous n'êtes pas intervenue directement dans la rédaction de cette thèse, votre investissement constant auprès des étudiants, votre rigueur et votre bienveillance ont marqué mon parcours et enrichi ma formation.

Recevez l'expression de mon profond respect et de ma gratitude.

Monsieur le Docteur Philippe ROCHER

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Section de Réhabilitation Orale
Département Sciences Anatomiques

- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Docteur en Odontologie de l'Université de Lille2
- Maîtrise des Sciences Biologiques et Médicales
- Diplôme d'Etudes Approfondies de Génie Biologique et Médicale - option Biomatériaux
- Diplôme Universitaire de Génie Biologique et Médicale

Certificat d'Études Supérieures de Biomatériaux

Cher Docteur Rocher,

Je tiens à vous remercier pour tout ce que vous avez apporté à ma formation et à celle des étudiants au cours de ces années.

Votre engagement pour améliorer la pédagogie, votre disponibilité et votre soutien font une réelle différence dans le parcours des futurs professionnels.

Je suis reconnaissant d'avoir pu bénéficier de votre expérience et de votre accompagnement, et je vous adresse toute ma gratitude.

Réglementation de présentation du mémoire de Thèse

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenues devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'ainsi aucune approbation ni improbation ne leur est donnée.

Tables des abréviations

RA : Réalité augmentée

RV : Réalité virtuelle

RM : Réalité mixte

IA : Intelligence artificielle

CBCT : Cone Beam Computed Tomography

ZAGA : Zygoma Anatomy-Guided Approach

STL : Stéréolithographie

FDM : Fused depos modeling

PAC : Prothèse amovible complète

Table des matières

| | |
|--|-----------|
| 1. Introduction | 16 |
| 2. La réalité augmentée | 17 |
| 2.1 Concept, technologies et applications..... | 17 |
| 2.1.1 Définition de la réalité augmentée (RA) | 17 |
| 2.1.2 Technologies sous-jacentes à la RA..... | 18 |
| 2.1.3 Fonctionnement de la RA dans les dispositifs médicaux | 19 |
| 2.2 Application de la réalité augmentée en médecine | 20 |
| 2.2.1 La RA dans la planification et la simulation chirurgicale | 20 |
| 2.2.2 Guidage et assistance peropératoire via la RA..... | 20 |
| 2.2.3 Avantages et bénéfices cliniques de la RA | 22 |
| 2.3 État de l'art de la RA en chirurgie dentaire et implantologie..... | 22 |
| 2.3.1 Utilisation de la RA en implantologie conventionnelle | 22 |
| 2.3.2 Utilisation de la RA en implantologie zygomatique | 22 |
| 2.3.3 Études comparatives : RA vs méthodes traditionnelles en implantologie | 23 |
| 2.4 Les défis et les limites de la RA en médecine | 24 |
| 2.4.1 Contraintes technologiques | 24 |
| 2.4.2 Ergonomie et acceptabilité clinique | 24 |
| 2.4.3 Perspective d'amélioration et innovations futures | 25 |
| 3. IMPLANTOLOGIE CONVENTIONNELLE : PRINCIPE, TECHNIQUES | 26 |
| 3.1 Les fondements de l'implantologie conventionnelle | 26 |
| 3.1.1 Anatomie et principe biologique | 26 |
| 3.1.2 Techniques chirurgicales standards | 26 |
| 3.1.3 Évolution des outils et des pratiques | 27 |
| 3.2 Planification implantaire et prothétique en implantologie conventionnelle | 30 |
| 3.2.1 Imagerie et modélisation 3D..... | 30 |
| 3.2.2 Positionnement des implants et axes prothétiques..... | 30 |
| 3.2.3 Techniques de guide chirurgical..... | 31 |
| 4. IMPLANTOLOGIE ZYGOMATIQUE : SPÉCIFICITÉ, TECHNIQUES ET RÉALITÉ AUGMENTÉE | 32 |
| 4.1 Spécificité de l'implantologie zygomatique | 32 |
| 4.1.1 Indications cliniques et cas complexes | 32 |
| 4.1.2 Anatomie de la zone zygomatique..... | 32 |
| 4.1.3 Techniques chirurgicales spécifiques | 33 |
| 4.2 Planification chirurgicale et prothétique en implantologie zygomatique | 33 |
| 4.2.1 Imagerie spécifique et modélisation 3D | 33 |
| 4.2.2 Axes prothétiques et relation osseuse | 34 |
| 4.2.3 Guide chirurgical dans l'implantologie zygomatique | 34 |
| 5. L'apprentissage en chirurgie : défis et innovations | 35 |
| 5.1 Les enjeux de l'apprentissage en chirurgie | 35 |
| 5.1.1 Formation des chirurgiens : parcours et compétences requises | 35 |
| 5.1.2 Les défis actuels de l'apprentissage chirurgical..... | 35 |
| 5.1.3 L'évolution des méthodes pédagogiques en chirurgie | 35 |
| 5.2 Le rôle des nouvelles technologies dans l'apprentissage chirurgical | 36 |
| 5.2.1 Simulations chirurgicales et réalité virtuelle..... | 36 |
| 5.2.2 Réalité augmentée dans la formation chirurgicale | 36 |
| 5.2.3 Outils de modélisation 3D et planification virtuelle | 36 |
| 6. Réalité augmentée en implantologie : Matériel et méthodes..... | 38 |
| 6.1 En implantologie conventionnel | 38 |
| 6.1.1 Acquisition des données d'imagerie | 38 |

| | | |
|------------|---|-----------|
| 6.1.2 | Segmentation des données DICOM | 39 |
| 6.1.3 | Purification des modèles pour l'impression..... | 42 |
| 6.1.4 | Planification implantaire..... | 44 |
| 6.1.5 | Incorporation des fichiers STL de la planification implantaire sur Blender..... | 45 |
| 6.1.6 | Optimisation holographique..... | 47 |
| 6.1.7 | Impression des modèles en 3D..... | 48 |
| 6.1.8 | Protocole chirurgical | 48 |
| 6.1.9 | Acquisition des données finales..... | 49 |
| 6.2 | Méthodologie pour l'implantologie zygomatique | 49 |
| 6.2.1 | Acquisition des données | 49 |
| 6.2.2 | Matching des fichiers STL et DICOM | 50 |
| 6.2.3 | Réalisation de la gouttière support du QR code HOOLENS 2 | 52 |
| 6.2.4 | Optimisation holographique..... | 53 |
| 6.2.5 | Impression des modèles en 3D..... | 55 |
| 6.2.6 | Protocole chirurgical | 55 |
| 7. | Résultats | 58 |
| 7.1 | Implantologie standard | 58 |
| 7.2 | Implantologie Zygomatique | 62 |
| 8. | Discussion | 67 |
| 9. | Conclusion..... | 69 |
| 9.1 | Bibliographie | 73 |

1. Introduction

La chirurgie implantaire représente une procédure complexe, comportant des risques anatomiques considérables et nécessitant une planification pré-chirurgicale rigoureuse. La précision de l'exécution de cette procédure est essentielle pour garantir des résultats optimaux et reproductibles. Aujourd'hui, les techniques de chirurgie implantaire guidée, qu'elles soient statiques ou dynamiques, sont devenues des protocoles standardisés, offrant des résultats compatibles avec la pratique clinique quotidienne [1-3]. Cependant, ces dernières années, la réalité augmentée (RA) a émergé comme un outil prometteur dans le domaine de la chirurgie, en permettant une visualisation améliorée des plans de traitement pré-chirurgicaux.

La réalité augmentée enrichit l'environnement réel en y intégrant des objets virtuels, créant ainsi une expérience où ces éléments semblent coexister dans un espace commun. Cette technologie offre un potentiel pédagogique significatif, permettant de compléter les méthodes de formations conventionnelles. Elle favorise le développement de nouvelles compétences et l'acquisition de connaissances pratiques dans un cadre sécurisé. Dans le domaine médical, son intérêt est déjà bien établi, notamment dans les spécialités de la chirurgie maxillo-faciale et de la chirurgie orale. Les publications récentes mettent en avant son application dans l'implantologie et la chirurgie orthognathique, démontrant son utilité dans ces domaines [4-6].

En chirurgie implantaire, la réalité augmentée pourrait dépasser certaines limitations techniques des guides chirurgicaux conventionnels. Elle permettrait de visualiser en temps réel, durant l'intervention, une planification implantaire virtuelle adaptée à chaque patient, le tout au sein d'un environnement chirurgical intégré. Cette approche offre l'avantage de mettre en évidence les risques anatomiques, de visualiser la séquence de forage et de localiser les instruments dans la trousse chirurgicale. L'apport de la RA dans la pratique chirurgicale pourrait non seulement améliorer la précision des interventions, mais également enrichir l'expérience d'apprentissage des praticiens, ouvrant ainsi la voie à de nouvelles possibilités d'innovation dans le domaine de la chirurgie implantaire [7-8].

Il semble donc essentiel que les étudiants en santé soient confrontés à une variété de cas cliniques, leur permettant d'affiner leur capacité à poser un diagnostic précis, à planifier et réaliser des interventions adaptées à chaque situation. Cette thèse s'inscrit dans la continuité du travail réalisé par le Docteur Quentin BOCHET dans le cadre de sa thèse d'exercice. Son étude a permis d'élaborer une méthodologie claire et précise de la séquence complète menant à la pose d'implants sur les modèles des patients. Ce travail vise à approfondir cette approche, par l'étude d'une série de cas.

2. La réalité augmentée

2.1 Concept, technologies et applications

2.1.1 Définition de la réalité augmentée (RA)

Azuma définit la réalité augmentée comme une technologie qui combine des objets virtuels avec le monde réel en temps réel [9]. Selon lui, une application de réalité augmentée doit répondre à trois critères principaux :

- Combinaison du réel et du virtuel : La RA mélange des éléments virtuels (images, objets) avec des éléments réels.
- Interactivité en temps réel : L'utilisateur interagit avec ces éléments virtuels en temps réel, sans décalage perceptible.
- Alignement en 3D : Les objets virtuels et réels doivent être alignés dans un espace tridimensionnel de façon cohérente, pour donner l'impression que les éléments virtuels font réellement partie du monde réel.

Ainsi, pour Azuma, la réalité augmentée est une extension du monde réel enrichie par des informations numériques, distincte de la réalité virtuelle qui plonge l'utilisateur dans un environnement complètement virtuel [9].

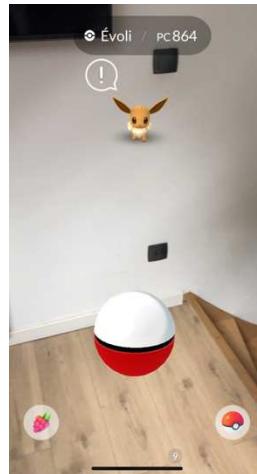


Figure 1 : Réalité augmentée de Pokémon go (capture d'écran)

La différence principale entre la réalité augmentée (RA) et la réalité virtuelle (RV) réside dans la façon dont elles interagissent avec le monde réel :

- **Réalité augmentée (RA)** : Elle superpose des éléments numériques au monde réel, enrichissant ainsi l'environnement existant sans le remplacer.
- **Réalité virtuelle (RV)** : Elle plonge l'utilisateur dans un environnement entièrement virtuel, coupé du monde réel, où tout est simulé numériquement.

Milgram et coll. ont proposé en 1994 un cadre conceptuel pour classer les différentes technologies de réalité mixte (RM), situant la réalité augmentée (RA) comme un point intermédiaire entre le monde réel et la réalité virtuelle (RV) complète [10]. Ils établissent une distinction claire entre la RA, qui enrichit le réel en y intégrant des éléments virtuels, et la RV, qui le remplace entièrement [10].

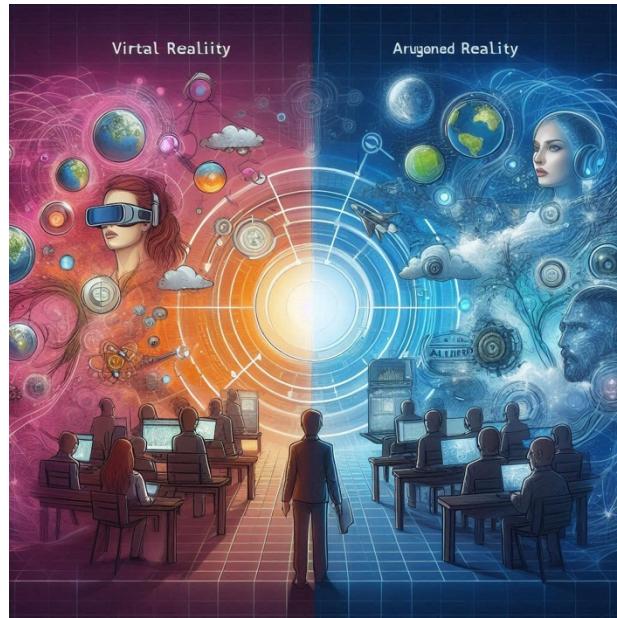


Figure 2 : : Continuum entre la réalité augmentée et la réalité virtuelle (générée par IA)

2.1.2 Technologies sous-jacentes à la RA

Les technologies sous-jacentes à la réalité augmentée (RA) reposent sur plusieurs domaines clés, dont :

1. **Capteurs et caméras** : Ils permettent de capter l'environnement réel en temps réel et de superposer des objets virtuels dessus. Les caméras fournissent une vue visuelle du monde réel, tandis que des capteurs (accéléromètres, gyroscopes) suivent la position et les mouvements de l'utilisateur.
2. **Tracking et localisation** : Ces technologies permettent de détecter la position de l'utilisateur et de suivre les objets dans l'environnement réel pour un alignement précis des éléments virtuels.
3. **Reconnaissance d'images et d'objets** : Les algorithmes d'intelligence artificielle identifient des objets ou des images dans le monde réel, ce qui permet de placer des éléments virtuels contextuellement.

4. **Affichage** : Les écrans utilisés pour afficher la RA peuvent être ceux d'un smartphone, d'une tablette, ou encore des lunettes spécialisées (comme les HoloLens), qui projettent des objets virtuels sur la réalité visible.
5. **Rendu 3D et graphismes** : Les moteurs graphiques (comme Unity ou Unreal Engine) sont utilisés pour générer et animer des objets virtuels qui interagissent avec l'environnement réel.

2.1.3 Fonctionnement de la RA dans les dispositifs médicaux

La superposition d'informations numériques telles que des plans, images 3D ou axes sur l'anatomie du patient en temps réel repose sur plusieurs technologies clés [11].

1. **Imagerie médicale préopératoire** : Avant une intervention, des images médicales détaillées comme des IRM, CT-scans ou échographies sont capturées et modélisées en 3D. Ces images fournissent une cartographie précise de l'anatomie du patient.
2. **Tracking et capteurs** : Des dispositifs de suivi sont placés sur le patient et les instruments chirurgicaux. Ces capteurs (optiques, infrarouges ou électromagnétiques) permettent de localiser précisément en temps réel les positions de ces éléments dans l'espace.
3. **Algorithmes de recalage (registration)** : Les systèmes de RA utilisent des algorithmes de recalage pour aligner les images médicales virtuelles (obtenues via imagerie préopératoire) avec la position réelle du patient. Cela permet de superposer correctement les informations numériques sur le corps du patient avec une extrême précision.
4. **Affichage en RA** : Les images sont ensuite projetées ou affichées sur des dispositifs visuels (lunettes RA, écrans), permettant au chirurgien de voir en temps réel l'intérieur du corps du patient tout en effectuant la procédure.

2.2 Application de la réalité augmentée en médecine

2.2.1 La RA dans la planification et la simulation chirurgicale

La réalité augmentée (RA) est devenue un outil potentiel pour la planification et la simulation chirurgicale, permettant aux chirurgiens de se préparer avec une précision inédite avant de procéder à une intervention. Lors de la planification chirurgicale, des images médicales détaillées sont d'abord obtenues. Ces données sont ensuite converties en modèles 3D du patient, permettant aux chirurgiens d'explorer virtuellement les structures anatomiques qu'ils vont traiter.

Grâce à ces modèles, ils peuvent planifier précisément chaque étape de l'intervention, identifier les zones critiques à éviter et définir les trajectoires d'instruments ou d'implants. Une fois le plan établi, la simulation chirurgicale entre en jeu, où la RA permet aux chirurgiens de répéter les gestes opératoires dans un environnement virtuel superposé au corps du patient. Par exemple, ils peuvent manipuler des outils et tester différents scénarios opératoires pour identifier les meilleures approches, sans risquer de complications réelles. Cette simulation permet aux chirurgiens de s'entraîner avant l'opération, d'améliorer leur coordination et de diminuer le stress lié à des procédures complexes.

Barsom et coll. ont montré que la réalité augmentée (RA) améliore considérablement l'apprentissage et la préparation des chirurgiens, en leur offrant un environnement réaliste pour répéter des interventions avant qu'elles ne soient effectuées sur des patients [12]. Cette technologie permet ainsi de renforcer la sécurité des procédures chirurgicales tout en réduisant les risques associés.

De plus, Marescaux et coll. ont démontré que l'utilisation de la RA dans la planification de chirurgies laparoscopiques permet de réduire le temps opératoire tout en augmentant la précision des gestes chirurgicaux [11]. Cette amélioration de la précision contribue à limiter les complications peropératoires et à optimiser les résultats cliniques.

2.2.2 Guidage et assistance peropératoire via la RA

La réalité augmentée (RA) joue un rôle croissant dans le domaine médical en améliorant la précision, la visualisation et l'efficacité des procédures [13].

Elle permet notamment :

- La visualisation en temps réel des structures internes : Grâce à des capteurs, caméras et scanners, la RA superpose des images médicales directement sur le corps du patient en temps réel [14]. Les chirurgiens peuvent voir des organes ou des structures internes sans avoir à inciser le patient, facilitant les interventions chirurgicales minimales et précises.



Figure 3 : Visualisation des structures osseuses grâce à la RA (générée par IA)

- Le guidage chirurgical : Dans les chirurgies complexes (Orthopédique, neurochirurgie, maxillo-faciale), les chirurgiens peuvent utiliser la RA pour voir des images 3D du squelette ou des organes en superposition, ce qui leur permet de guider leurs instruments avec une plus grande précision [15]. Par exemple, des dispositifs RA peuvent aider à localiser avec exactitude l'endroit où une incision doit être pratiquée ou à positionner des implants.
- Formation et simulation médicale : Les dispositifs RA sont utilisés pour la formation des professionnels de santé en créant des simulations de patients ou d'interventions chirurgicales. [16]. Cela permet aux étudiants de manipuler des structures anatomiques virtuelles tout en étant immergés dans un environnement clinique réel.



Figure 4 : RA au service de la formation (générée par IA)

2.2.3 Avantages et bénéfices cliniques de la RA

Ces systèmes offrent une assistance précieuse en affichant des trajectoires d'instruments ou en marquant des zones d'intérêt, permettant ainsi d'améliorer la précision du geste opératoire. Meola et coll. ont montré que l'utilisation de la réalité augmentée (RA) en neurochirurgie améliore considérablement la précision des interventions, en offrant une visualisation tridimensionnelle en temps réel des structures anatomiques du cerveau, réduisant ainsi les risques chirurgicaux [17].

2.3 État de l'art de la RA en chirurgie dentaire et implantologie

2.3.1 Utilisation de la RA en implantologie conventionnelle

Plusieurs publications ont rapporté l'utilisation de la réalité augmentée (RA) en implantologie conventionnelle pour améliorer la précision et la sécurité des interventions chirurgicales.

Le processus commence par l'acquisition de ces images 3D, qui sont ensuite converties en modèles virtuels détaillés de l'anatomie dentaire et osseuse du patient. Ces modèles vont être utilisés pour planifier l'emplacement optimal des implants.

Une revue systématique et méta-analyse indique que la navigation assistée par RA permet de réduire significativement les écarts en position latérale, globale et angulaire par rapport aux méthodes manuelles et traditionnelles [18].

Dans une étude pilote utilisant un système de RA en chirurgie implantaire modèle, les écarts à l'entrée des implants étaient réduits à environ 0,46–0,53 mm et à la pointe à 0,48–0,50 mm, avec des écarts angulaires allant de 2,2° à 3,1° [19].

2.3.2 Utilisation de la RA en implantologie zygomatique

L'implantologie zygomatique, option thérapeutique dans les cas de perte osseuse sévère au niveau de la mâchoire supérieure, représente un défi important en chirurgie dentaire. La réalité augmentée pourrait se révéler particulièrement utile dans ces interventions complexes, où la pose d'implants longs dans l'os zygomatique nécessite une extrême précision. Une étude cadavérique récente a montré que la RA permet une navigation abordable, avec des écarts moyens à l'entrée des implants de $2,43 \pm 1,33$ mm, à la sortie de $3,28 \pm 2,17$ mm, et des déviations angulaires de $5,80 \pm 4,12^\circ$ [20]. Bien que les guides chirurgicaux imprimés en 3D restent légèrement plus précis pour certains critères, la RA offre une alternative viable, en particulier lorsque la visibilité ou l'accès sont limités [20]. De plus, la navigation en temps réel a été décrite comme hautement utile dans le placement des implants zygomatiques, permettant une meilleure application du plan chirurgical et une réduction des risques anatomiques [21].

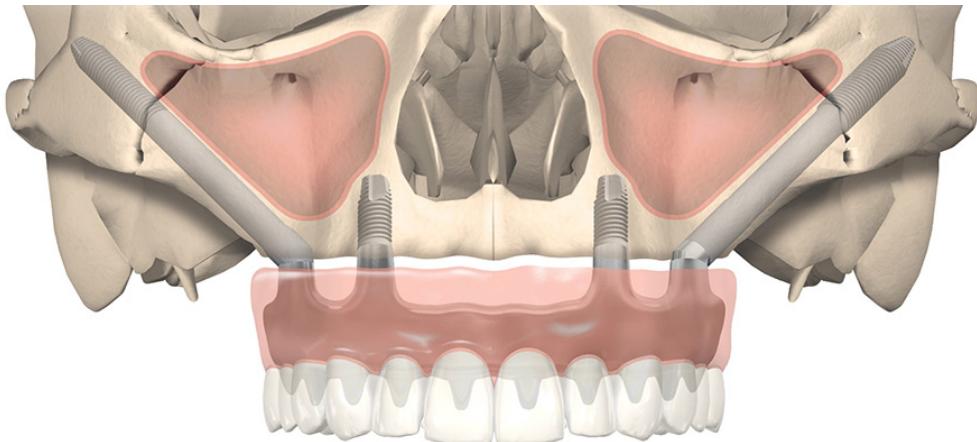


Figure 5 : Implants zygomatiques (générée IA)

Yu et coll. ont rapporté un cas clinique dans lequel la réalité augmentée (RA) a été utilisée pour la planification et la pose d'implants zygomatiques chez un patient présentant une atrophie sévère de l'os maxillaire [22]. L'équipe chirurgicale a utilisé des images 3D issues de CT-scans pour modéliser le crâne du patient et planifier virtuellement l'intervention.

Grâce à la RA, les chirurgiens ont pu superposer en temps réel le modèle 3D du crâne sur le patient, visualiser précisément l'os zygomatique et guider les instruments avec une reproductibilité millimétrique. Cette étude a démontré que la RA permet non seulement une meilleure visualisation des structures anatomiques complexes, mais qu'elle réduit également le temps opératoire et améliore la sécurité des interventions par rapport aux méthodes traditionnelles.

2.3.3 Études comparatives : RA vs méthodes traditionnelles en implantologie

Les études comparatives entre la réalité augmentée (RA) et les méthodes traditionnelles en implantologie, telles que l'utilisation de guides chirurgicaux statiques et la planification 2D, montrent que la RA offre des avantages significatifs en termes de précision et d'efficacité.

Les guides chirurgicaux, souvent basés sur des modèles préopératoires rigides, manquent de flexibilité une fois en place, tandis que la planification 2D ne permet pas de prendre en compte la complexité tridimensionnelle des structures anatomiques. En revanche, la RA permet une adaptation dynamique pendant l'intervention en superposant les modèles 3D directement sur l'anatomie du patient.

Choi et coll. ont comparé les résultats cliniques de la réalité augmentée (RA) avec ceux des techniques traditionnelles dans la pose d'implants dentaires et ont montré que la RA réduisait significativement les erreurs de placement des implants tout en améliorant les résultats postopératoires, avec des écarts latéraux moyens ramenés à environ 0,90 mm (IC 95 % 0,78–1,02) et des déviations angulaires à 3,96° (IC 95 % 3,45°–4,48°) [23-24]. L'étude a également révélé que les patients opérés avec l'assistance de la RA présentaient une meilleure stabilité des implants et une incidence plus faible de complications par rapport aux patients traités par des méthodes conventionnelles.

En outre, Choi et coll. ont souligné que la RA permettait de réduire le temps opératoire moyen, augmentant ainsi l'efficacité globale de l'intervention [23].

2.4 Les défis et les limites de la RA en médecine

2.4.1 Contraintes technologiques

Bien que la réalité augmentée (RA) présente un potentiel immense en médecine, elle est encore limitée par des contraintes technologiques majeures, à la fois en termes de matériel et de logiciel.

La résolution des images constitue un défi important : pour assurer une superposition précise des images virtuelles sur l'anatomie du patient, les dispositifs de RA doivent afficher des images de haute résolution. Or, les systèmes actuels sont souvent limités par des résolutions insuffisantes, ce qui peut affecter la précision des interventions.

La latence est une autre limitation critique. Le décalage entre les mouvements du chirurgien et la mise à jour des images en temps réel peut engendrer des imprécisions, particulièrement dans les chirurgies complexes où chaque millimètre compte.

Le coût des dispositifs de réalité augmentée (RA) reste encore prohibitif pour de nombreuses institutions de santé. Les systèmes de lunettes RA ou les écrans haute définition spécifiquement conçus pour les interventions chirurgicales sont particulièrement onéreux, limitant ainsi leur adoption à grande échelle. Bajura et coll. ont indiqué que les coûts élevés du matériel constituaient un frein majeur pour les hôpitaux [25].

Au-delà du matériel, les logiciels nécessaires au bon fonctionnement des dispositifs de RA posent aussi des problèmes de compatibilité avec les systèmes existants. L'intégration dans les infrastructures hospitalières requiert une grande puissance de calcul afin de traiter les données complexes en temps réel. Bajura et coll. ont souligné que les défis liés aux exigences techniques ralentissaient les projets d'intégration de ces technologies dans le secteur médical [25].

2.4.2 Ergonomie et acceptabilité clinique

L'ergonomie des systèmes de réalité augmentée en milieu clinique représente un autre défi de taille. Si les dispositifs actuels offrent des avancées significatives en termes de visualisation, ils restent souvent lourds, peu intuitifs, et peuvent entraver la fluidité des gestes chirurgicaux.

Les lunettes RA peuvent être inconfortables lors de longues interventions, et les interfaces actuelles ne sont pas toujours bien adaptées aux besoins spécifiques des praticiens en salle d'opération.

L'acceptabilité clinique de la réalité augmentée reste encore limitée. Barsom et coll. ont rapporté que de nombreux praticiens éprouvent des difficultés à adopter ces nouvelles technologies en raison d'un manque de familiarité avec les outils numériques utilisés en chirurgie [12]. Cette adoption nécessite une période d'adaptation et des formations spécialisées pour garantir une utilisation sécurisée et efficace. Ils indiquent aussi que ces formations intensives sont perçues comme une contrainte supplémentaire dans un secteur médical déjà fortement sollicité, freinant ainsi la transition numérique dans les hôpitaux [12].

2.4.3 Perspective d'amélioration et innovations futures

Pour surmonter les limites actuelles de la réalité augmentée (RA) en médecine, plusieurs développements technologiques sont en cours, avec un fort potentiel pour rendre ces technologies plus accessibles, précises et efficaces.

Un des principaux axes d'amélioration est l'intégration de l'intelligence artificielle (IA) plus poussée. L'IA permettrait d'automatiser l'analyse d'images et de fournir des suggestions en temps réel pour les chirurgiens, réduisant ainsi la dépendance à des systèmes manuels. Les systèmes de RA pourraient également devenir plus précis, avec une meilleure gestion de la latence et des images haute résolution en temps réel, grâce à des avancées en matière de calcul informatique et de 5G.

De plus, les interfaces plus intuitives et ergonomiques, comme les commandes vocales ou gestuelles, pourraient améliorer l'expérience utilisateur et réduire la fatigue des praticiens pendant les interventions. Ces innovations visent également à rendre la RA plus portable et abordable, avec des dispositifs plus légers et moins coûteux, permettant une adoption plus large dans les hôpitaux et cliniques. Tatiya et coll. ont souligné que les avancées futures en RA, notamment couplées à l'intelligence artificielle, promettraient de transformer radicalement la médecine en offrant des solutions plus accessibles et personnalisées [26].

3. IMPLANTOLOGIE CONVENTIONNELLE : PRINCIPE, TECHNIQUES

3.1 Les fondements de l'implantologie conventionnelle

3.1.1 Anatomie et principe biologique

L'implantologie conventionnelle repose sur une connaissance approfondie des structures anatomiques et biologiques de la cavité buccale, en particulier la structure osseuse et les tissus mous [27].

La densité et le volume osseux, notamment au niveau des maxillaires, sont des facteurs déterminants pour le succès de l'implantation. L'os doit offrir une stabilité suffisante pour l'ostéointégration, un processus où l'implant fusionne avec l'os environnant, assurant ainsi la durabilité de l'implant [28].

Le rôle des tissus mous, tels que les gencives, est également essentiel dans la protection des implants dentaires contre les infections et dans la promotion d'une bonne cicatrisation [29]. La préservation des tissus mous autour de l'implant joue un rôle déterminant dans le maintien de la stabilité implantaire à long terme. Une bonne santé des gencives contribue à éviter les complications inflammatoires pouvant compromettre la pérennité de l'implant.

Par ailleurs, les critères de succès des implants dentaires sont définis de manière précise. Albrektsson et coll. expliquent que ces critères incluent l'absence de mobilité de l'implant, une résorption osseuse minimale et une préservation adéquate des tissus mous environnants [30]. Ces paramètres sont indispensables pour évaluer la réussite d'un implant sur le long terme. Une évaluation approfondie de ces éléments permet de garantir une stabilité optimale de l'implant et de prévenir les complications futures.

3.1.2 Techniques chirurgicales standards

Les techniques chirurgicales en implantologie conventionnelle varient en fonction du praticien et du patient, cependant elles suivent généralement des étapes bien définies.

- 1- Anesthésie locale
- 2- Incision de la gencive
- 3- Exposition du site pour la pose implantaire
- 4- Passage de la séquence de forets
- 5- Pose de l'implant
- 6- Vérification de la stabilité primaire de l'implant
- 7- Mise en place d'un pilier de cicatrisation (pour la technique en 1 temps chirurgical)
- 8- Sutures étanches

L'incision initiale est faite dans les tissus mous pour accéder à l'os sous-jacent. La méthode la plus courante est l'incision en crestale, qui permet une exposition complète de la zone chirurgicale tout en facilitant la fermeture post-opératoire [31].

Le temps du décollement vient ensuite, il consiste à séparer les tissus mous, principalement la gencive et le périoste, de la surface osseuse à l'aide d'un instrument spécifique, comme un décolleur. Cette étape permet d'exposer l'os sous-jacent de manière contrôlée.

Une fois l'os exposé, un forage précis est effectué pour préparer le site de l'implant en tenant compte du type d'implant, du diamètre et de la profondeur nécessaires à une stabilité optimale.

Une étape intermédiaire entre chaque forage peut être réalisée, elle consiste en le placement de jauge de parallélisme pour vérifier les axes.

Le placement d'un implant dentaire est suivi d'un protocole de cicatrisation qui peut se dérouler en un ou deux temps chirurgicaux, en fonction du type d'implant utilisé [32].

- Protocole en deux temps chirurgicaux : Lorsque l'implant utilisé est un bone level, le protocole de guérison se divise en deux étapes distinctes. Lors du premier temps chirurgical, l'implant est inséré dans l'os et recouvert d'une vis de couverture. L'ensemble est ensuite entièrement enfoui sous la gencive pour permettre le processus d'ostéointégration, qui est la fusion biologique entre l'os et l'implant [33]. Après une période de cicatrisation, le deuxième temps chirurgical consiste à réintervenir afin d'exposer l'implant et de fixer une bague transgingivale (ou pilier de cicatrisation). Cette bague permet à la gencive de cicatriser autour de l'implant, créant ainsi un environnement favorable pour la pose de la future prothèse.
- Protocole en un seul temps chirurgical : Lorsque l'implant utilisé est un tissue level, le protocole de guérison est simplifié et ne nécessite qu'un seul temps chirurgical. Dans ce cas, l'implant et la bague transgingivale sont conçus comme un ensemble unique. Dès la pose de l'implant, la bague transgingivale reste visible à travers la gencive, permettant à celle-ci de cicatriser directement autour de l'implant sans nécessiter une réouverture ultérieure [34]. Ce protocole peut également être utilisé avec un bone level, il réduit le nombre d'interventions chirurgicales et facilite la gestion post-opératoire pour le patient.

Les protocoles de cicatrisation varient en fonction de la situation clinique, mais une période de guérison allant de trois à six mois est généralement recommandée pour garantir la stabilité de l'implant avant la pose de la restauration prothétique. Adell R et coll. ont indiqué que cette période permet une ostéointégration optimale, réduisant ainsi le risque de complications post-chirurgicales [35].

3.1.3 Évolution des outils et des pratiques

Les avancées technologiques ont transformé l'implantologie, notamment avec l'introduction de l'imagerie 3D, scanner ou CBCT (Cone Beam Computed Tomography) et des guides chirurgicaux.

L'imagerie permet une modélisation 3D précise des structures osseuses et dentaires, offrant une visualisation détaillée des zones anatomiques critiques, comme les nerfs et les sinus. Ces informations permettent une planification chirurgicale plus précise, réduisant les risques d'erreurs pendant l'intervention.



Figure 6 : Visualisation des sinus sur un Scanner (personnel)

Les guides chirurgicaux sont des dispositifs médicaux personnalisés, généralement fabriqués à l'aide de technologies d'impression 3D, qui permettent après planification, de guider avec précision la pose d'implants dentaires. Ils sont conçus à partir d'images numériques obtenues par tomodensitométrie ou par scanner intra-oral, ce qui permet de prendre en compte l'anatomie spécifique du patient, notamment la position des structures anatomiques sensibles, tels que les nerfs ou les sinus.

D'Haese et coll. ont expliqué que ces guides permettent de transférer avec précision la planification virtuelle dans la réalité clinique, assurant ainsi une pose optimale des implants selon les exigences prothétiques futures [36]. Cette technique réduit les risques d'erreurs lors de la chirurgie, limite les complications peropératoires et améliore les taux de réussite des traitements implantaires à long terme [36].

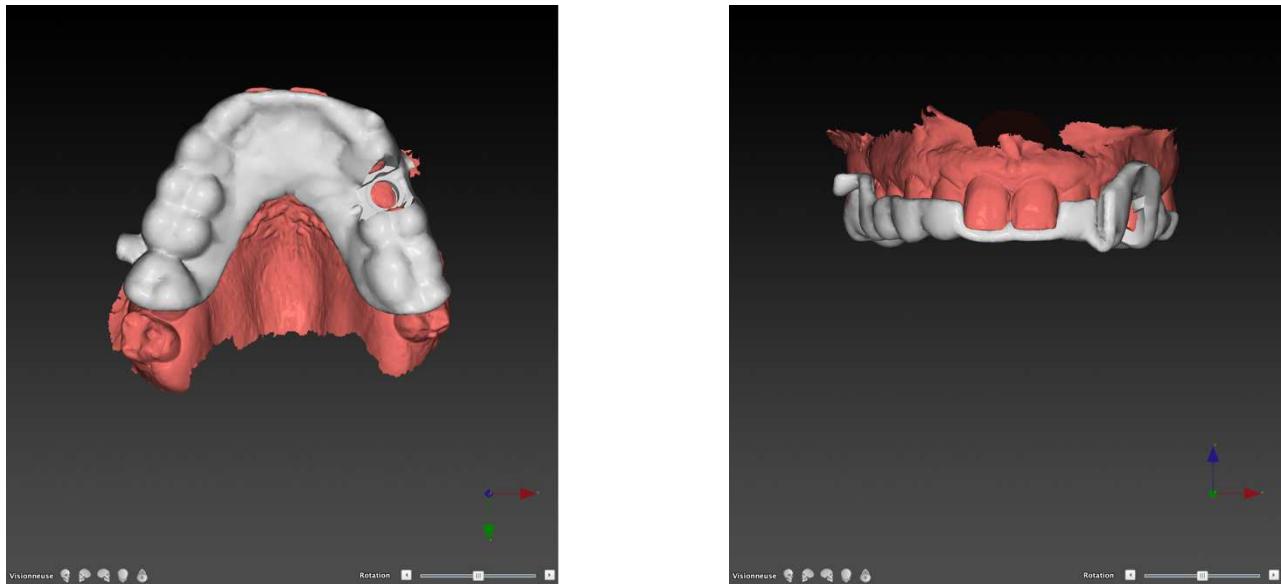


Figure 7 : Full guide a appui dentaire, vue inférieure à gauche, vue frontale à droite (capture d'écran)

Les full guide sont devenus en quelques années un choix dans l'arsenal thérapeutique pour la pose implantaire, permettant une précision accrue lors de la pose d'implants, notamment avec des déviations moyennes réduites à moins d'un millimètre à l'entrée du forage ($\approx 0,8$ mm) et des déviations angulaires d'environ $2,3^\circ$ par rapport aux méthodes conventionnelles [37]. Contrairement aux guides traditionnels, ces dispositifs sont conçus en plusieurs phases, avec des douilles de réduction correspondant à un diamètre et une profondeur spécifiques pour le forage osseux [37].

Cela permet un guidage progressif à chaque étape du processus, garantissant que chaque phase de l'intervention soit réalisée de manière contrôlée et précise. Ils améliorent la sécurité, notamment près de structures anatomiques sensibles comme les sinus ou les nerfs, en réduisant les risques d'erreur et en optimisant le placement des implants [37].

3.2 Planification implantaire et prothétique en implantologie conventionnelle

3.2.1 Imagerie et modélisation 3D

La planification implantaire s'appuie désormais sur des technologies avancées d'imagerie et de modélisation 3D, offrant une précision inégalée. [38].

Les scanners, CBCT et les logiciels de planification permettent de reconstruire des images 3D détaillées des structures anatomiques du patient. [39].

Les fichiers STL générés à partir de ces imageries 3D sont utilisés pour créer des modèles numériques précis, qui permettent aux chirurgiens de visualiser les positions potentielles des implants et de simuler l'intervention avant même d'entrer en salle d'opération. [39].

Ces technologies permettent une analyse détaillée de la qualité et du volume osseux disponible, essentielle pour optimiser la planification chirurgicale et garantir la stabilité des implants [40]. Schneider et coll. précisent que les techniques de planification assistée par ordinateur permettent également d'identifier avec précision les structures anatomiques sensibles à éviter, telles que les nerfs ou les sinus maxillaires, réduisant ainsi le risque de complications peropératoires [41]. Cette approche contribue à améliorer les résultats cliniques et à minimiser les erreurs lors de la pose d'implant.

3.2.2 Positionnement des implants et axes prothétiques

L'un des aspects les plus critiques de la planification implantaire est le positionnement des implants en tenant compte des axes prothétiques futurs. Une implantation correcte doit non seulement garantir la stabilité et l'intégration osseuse de l'implant, mais aussi assurer que la prothèse dentaire qui sera posée s'aligne dans le couloir prothétique de manière fonctionnelle et esthétique [42].

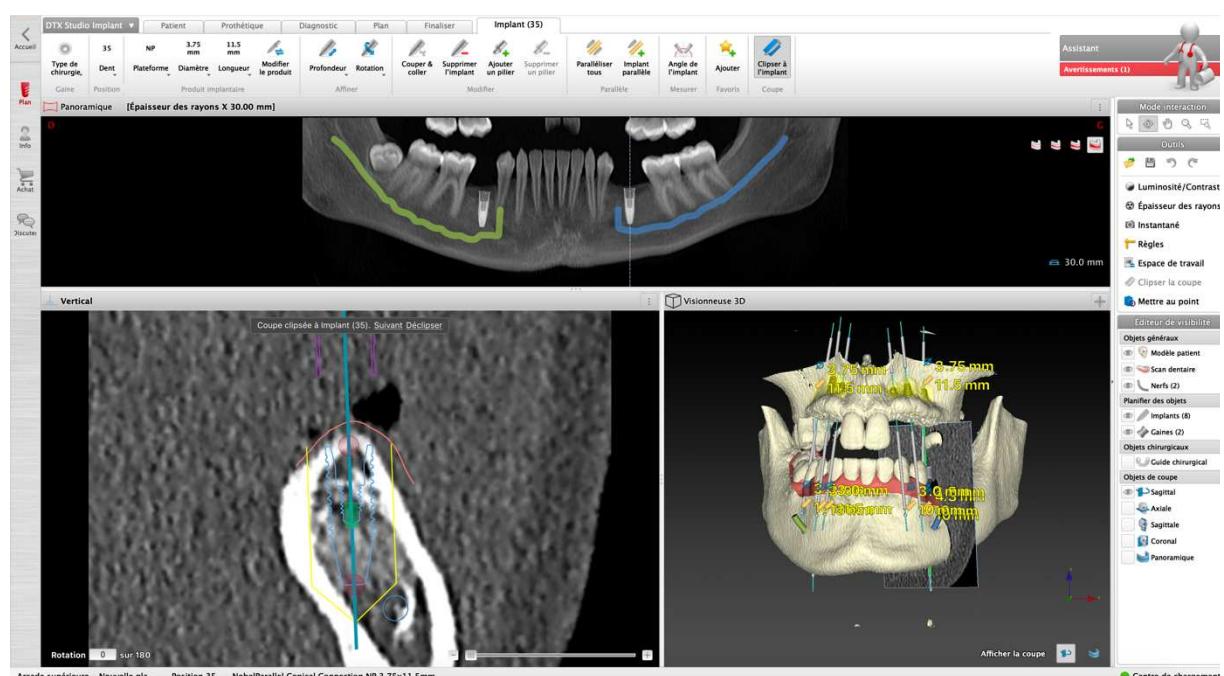


Figure 8 : Planification implantaire sur le logiciel DTX (capture d'écran)

Cela implique de déterminer l'angle d'insertion optimal et d'aligner les implants afin de garantir une répartition adéquate des charges fonctionnelles exercées sur la future prothèse. Verstreken et coll. ont démontré que l'utilisation de logiciels de planification 3D permet de simuler précisément ces axes d'insertion et d'intégrer les possibilités de correction d'axe prothétique avant même le début de l'intervention. Cette méthode améliore la durabilité des implants en minimisant les risques de surcharge et de malposition, deux facteurs clés pouvant compromettre le succès à long terme des restaurations prothétiques [43].

3.2.3 Techniques de guide chirurgical

Les guides chirurgicaux, basés sur des moules imprimés en 3D, sont devenus une norme en implantologie conventionnelle pour assurer une précision accrue lors de la pose des implants.

Ces guides sont créés à partir des fichiers STL obtenus à partir du logiciel de planification et sont conçus pour être positionnés dans la bouche du patient pendant l'intervention. Il s'agit d'un système de transfert de la planification pré chirurgicale qui comporte des dispositifs prédefinis qui représentent l'emplacement et l'angle exact des forages pour forer puis insérer les implants.

Cette technique permet de réduire les erreurs humaines et garantit un positionnement précis des implants, conformément à la planification préopératoire. Tahmaseb et coll. ont observé que l'utilisation de guides chirurgicaux basés sur la modélisation 3D améliore significativement la précision du placement, réduisant l'écart angulaire moyen de 7–9° en chirurgie libre à environ 2–4°, et les déviations linéaires de 2–3 mm à environ 1–1,5 mm [44]. Ils ont également mis en évidence que cette approche réduit le temps opératoire de 20 à 30 %, soit en moyenne une vingtaine de minutes sur les cas complexes, tout en diminuant les complications post-chirurgicales et en optimisant les résultats cliniques [44].

4. IMPLANTOLOGIE ZYGOMATIQUE : SPÉCIFICITÉ, TECHNIQUES ET RÉALITÉ AUGMENTÉE

4.1 Spécificité de l'implantologie zygomatique

4.1.1 Indications cliniques et cas complexes

L'implantologie zygomatique a été développée pour répondre aux besoins des patients présentant une atrophie maxillaire sévère, souvent en l'absence de support osseux suffisant pour des implants dentaires conventionnels. Les patients éligibles pour cette technique sont généralement ceux chez qui les greffes osseuses conventionnelles ou les techniques de sinus lift ne sont pas viables ou suffisantes.

Aparicio et coll. [45] expliquent que les indications cliniques incluent principalement les cas d'atrophie maxillaire extrême ou d'échecs de reconstruction osseuse, où l'os zygomatique devient une alternative stable pour l'ancrage des implants.

En particulier, cette technique est souvent envisagée pour les patients souffrant d'ostéoporose ou de résorption osseuse sévère résultant selon Esposito et coll. d'une extraction dentaire ancienne ou d'une maladie parodontale avancée [46].

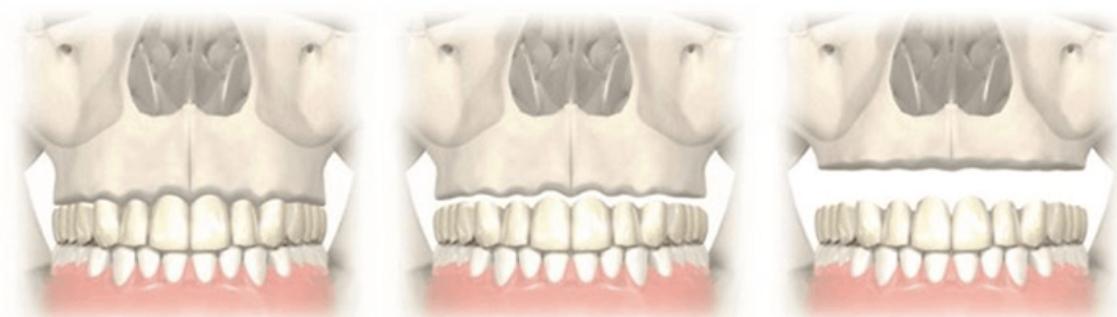


Figure 9 : Différents stades de résorption des maxillaires (générée IA)

4.1.2 Anatomie de la zone zygomatique

L'anatomie de la région zygomatique est complexe et nécessite une approche précise pour la pose d'implants. L'os zygomatique est épais et dense, formant une structure triangulaire située latéralement à l'orbite et en continuité avec les os maxillaires et temporaux. Bahat a expliqué que cette région anatomique offre une zone de soutien solide pour la fixation des implants, contrairement à l'os maxillaire atrophié qui peut être insuffisant [47]. Cependant, la proximité des structures sensibles, comme le nerf infra-orbitaire et les sinus maxillaires, impose une planification minutieuse pour éviter toute complication neurovasculaire ou sinusale [47].

L'évaluation préopératoire via l'imagerie CBCT ou le scanner est donc cruciale pour la visualisation en trois dimensions de la structure osseuse et pour identifier les zones de fixation optimale des implants zygomatiques. Balshi et coll. ont souligné que cette méthode permet une meilleure précision dans le placement des implants et réduit le risque de complications post-chirurgicales [48].

4.1.3 Techniques chirurgicales spécifiques

L'implantologie zygomatique diffère nettement de l'implantologie conventionnelle, notamment en raison de la longueur des implants et de l'angle d'insertion. Les implants zygomatiques, mesurant entre 30 et 55 mm, sont beaucoup plus longs que les implants dentaires standards afin de s'adapter à la profondeur et à l'épaisseur de l'os zygomatique. Aparicio et coll. ont souligné que cette longueur est nécessaire pour assurer une stabilité optimale dans les cas d'atrophie maxillaire sévère [49].

L'angle d'insertion des implants zygomatiques est également plus oblique que celui des implants conventionnels, nécessitant une approche chirurgicale spécifique. Cette orientation oblique impose une dissection parfois plus invasive pour atteindre l'os zygomatique tout en contournant les structures anatomiques sensibles, telles que le nerf infra-orbitaire et les sinus maxillaires [49].

4.2 Planification chirurgicale et prothétique en implantologie zygomatique

4.2.1 Imagerie spécifique et modélisation 3D

Le rôle de l'imagerie CBCT est essentiel dans la planification des implants zygomatiques. Scarfe et Farman ont expliqué que la reconstruction en trois dimensions permet d'évaluer la densité et la géométrie de l'os zygomatique, ce qui facilite l'identification des zones optimales pour la fixation des implants tout en minimisant les risques d'endommagement des structures anatomiques adjacentes, tel que le sinus maxillaire [50].

De plus, la modélisation 3D offre la possibilité de simuler virtuellement la pose des implants, permettant aux cliniciens de visualiser la trajectoire idéale avant l'intervention. Nackaerts et coll. ont souligné que cette approche améliore la précision du placement des implants et réduit les complications peropératoires [51].

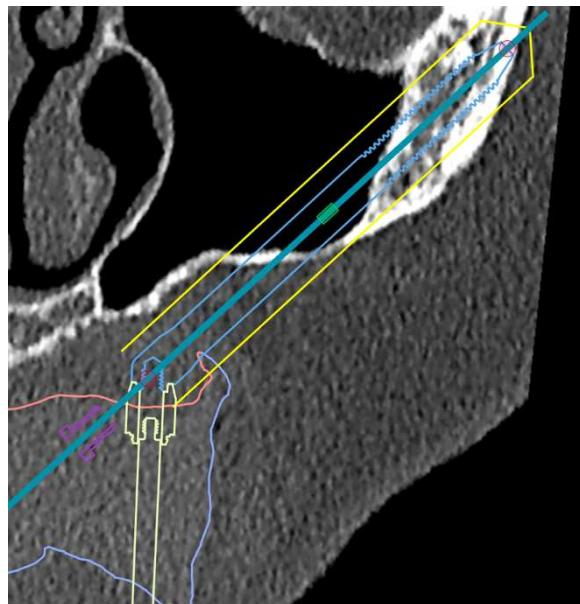


Figure 10 : Planification implantaire à partir des données DICOM (capture d'écran)

4.2.2 Axes prothétiques et relation osseuse

Lors de la planification des implants zygomatiques, l'un des défis majeurs est la projection osseuse atypique due à l'atrophie sévère du maxillaire. Aparicio et coll. ont expliqué que l'alignement prothétique doit prendre en compte non seulement l'axe de l'implant, mais également les contraintes biomécaniques imposées par la structure osseuse restante et les forces masticatoires [52].

L'orientation des implants zygomatiques, qui est souvent oblique ou angulée par rapport à l'axe vertical, complique davantage la planification prothétique. Esposito et coll. ont souligné qu'une analyse rigoureuse de la relation entre l'implant et la prothèse est essentielle pour assurer une répartition équilibrée des forces, réduisant ainsi le risque de complications mécaniques, telles que les fractures ou les défaillances implantaires à long terme [53].

La **classification ZAGA** (Zygoma Anatomy-Guided Approach) est un système spécifique utilisé pour catégoriser les variations anatomiques dans la pose d'implants zygomatiques. Elle a été développée pour mieux adapter la technique chirurgicale aux différents types d'anatomie zygomatique rencontrés chez les patients souffrant d'atrophie sévère du maxillaire.

La classification ZAGA repose sur l'idée que la trajectoire des implants zygomatiques doit être guidée par l'anatomie individuelle du patient, plutôt que par une approche standardisée. Cette classification permet de prévoir la courbure et l'inclinaison de l'implant en fonction de la proximité de la crête osseuse et des sinus.

1. **ZAGA 0** : Anatomie idéale, avec une crête osseuse bien préservée permettant un placement direct et vertical de l'implant sans toucher au sinus maxillaire.
2. **ZAGA 1** : Légère atrophie de l'os maxillaire avec un léger engagement de l'implant dans le sinus, nécessitant une déviation minimale.
3. **ZAGA 2** : Engagement modéré de l'implant dans le sinus, nécessitant une déviation importante pour éviter la cavité sinusale.
4. **ZAGA 3** : Atrophie sévère nécessitant un angle prononcé pour contourner totalement le sinus.
5. **ZAGA 4** : Atrophie extrême où l'implant est placé complètement à l'extérieur du sinus, avec un ancrage zygomatique très oblique.

4.2.3 Guide chirurgical dans l'implantologie zygomatique

L'utilisation des guides chirurgicaux spécifiques à l'implantologie zygomatique est aujourd'hui incontournable pour améliorer la précision du placement des implants. Tahmaseb et coll. ont montré que ces guides, fabriqués à partir de modélisations 3D, permettent une planification minutieuse de la trajectoire des implants avant l'intervention. En orientant précisément les instruments chirurgicaux, ces dispositifs contribuent à réduire les risques d'erreurs de placement et de complications postopératoires [54].

5. L'apprentissage en chirurgie : défis et innovations

5.1 Les enjeux de l'apprentissage en chirurgie

5.1.1 Formation des chirurgiens : parcours et compétences requises

La formation en chirurgie suit un parcours rigoureux, alliant des années de formation théorique à une pratique clinique sous supervision étroite. Les futurs chirurgiens doivent acquérir un ensemble de compétences techniques et cognitives, nécessaires à la maîtrise des interventions chirurgicales. En effet, l'apprentissage chirurgical repose sur l'acquisition progressive de gestes précis et la capacité à évaluer les situations cliniques complexes.

Les compétences techniques incluent la manipulation d'instruments et l'exécution de gestes minutieux, tandis que les compétences cognitives se concentrent sur la prise de décision rapide et l'analyse critique. Smith et coll. ont souligné que ces aptitudes sont indispensables pour garantir la précision des actes chirurgicaux [55]. Par ailleurs, Jones et Davis ont mis en avant l'importance des compétences non techniques, telles que la gestion du stress en salle opératoire et la communication efficace avec l'équipe soignante, pour assurer des résultats optimaux pour les patients. Ce parcours est exigeant et nécessite un apprentissage constant, compte tenu des évolutions rapides de la médecine moderne [56].

5.1.2 Les défis actuels de l'apprentissage chirurgical

Les défis de la formation chirurgicale se sont accentués au fil des années. L'un des principaux obstacles réside dans la réduction du temps opératoire alloué aux chirurgiens en formation, en partie en raison de la diminution du nombre de cas disponibles et des restrictions sur les heures de travail des résidents [57].

De plus la complexité croissante des techniques opératoires, notamment avec l'essor des interventions minimalement invasives et robotisées, impose aux chirurgiens d'apprendre des gestes techniques sophistiqués dans des délais plus restreints [58].

Cela souligne l'importance d'améliorer les méthodes pédagogiques pour optimiser l'apprentissage tout en maintenant une haute qualité des soins. Ces difficultés, combinées à la nécessité de se familiariser avec de nouvelles technologies en évolution constante, mettent en évidence les défis uniques auxquels les chirurgiens en formation sont confrontés.

5.1.3 L'évolution des méthodes pédagogiques en chirurgie

Traditionnellement, l'apprentissage en chirurgie était basé sur le mentorat et l'observation directe dans la salle opératoire. Black et Thompson ont affirmé que ce modèle d'apprentissage demeure un pilier fondamental dans la formation des chirurgiens. Toutefois, les innovations technologiques ont introduit de nouvelles méthodes d'enseignement plus dynamiques, permettant aux apprenants de s'entraîner dans un environnement sécurisé avant de réaliser des interventions sur des patients réels [59].

Parmi celles-ci, l'utilisation des simulateurs chirurgicaux et des outils de réalité virtuelle transforme la formation, en offrant aux étudiants des environnements réalistes où ils peuvent s'entraîner sans risque pour les patients.

Ces dispositifs permettent une pratique répétée et sans conséquence, tout en fournissant un retour immédiat sur la performance, élément essentiel pour l'amélioration continue des compétences. Kim et coll. ont expliqué que les technologies numériques, telle que la réalité augmentée, facilitent la visualisation des structures anatomiques et offrent aux chirurgiens une assistance en temps réel lors des interventions complexes [60]. Ces innovations participent ainsi à une transformation profonde de la pédagogie chirurgicale, rendant l'apprentissage plus flexible et interactif.

5.2 Le rôle des nouvelles technologies dans l'apprentissage chirurgical

5.2.1 Simulations chirurgicales et réalité virtuelle

Les simulations chirurgicales et la réalité virtuelle sont devenues des outils clés dans la formation des chirurgiens. Ces technologies permettent de recréer des environnements opératoires réalistes dans lesquels les chirurgiens en formation peuvent s'exercer sans risque pour les patients. Garcia et coll. ont démontré que l'utilisation de la simulation améliore significativement la confiance et les compétences des apprenants [61].

Ces simulateurs offrent la possibilité de pratiquer des interventions variées, allant des procédures de routine aux scénarios plus complexes, tout en fournissant un retour d'information immédiat sur la performance technique [61].

Par ailleurs, Takahashi et Watanabe ont indiqué que l'introduction de la réalité virtuelle dans l'apprentissage permet non seulement une immersion complète dans des environnements chirurgicaux, mais aussi une répétition des procédures aussi souvent que nécessaire pour atteindre un haut niveau de maîtrise [62].

5.2.2 Réalité augmentée dans la formation chirurgicale

La réalité augmentée (RA) est un outil précieux dans la formation chirurgicale. En superposant des images virtuelles sur les structures anatomiques réelles, la RA permet aux étudiants d'avoir une meilleure compréhension des structures anatomiques complexes en temps réel.

Selon Park et coll., l'utilisation de la réalité augmentée (RA) dans la formation chirurgicale améliore la précision des gestes et facilite la planification opératoire [63]. Grâce à ces technologies, les apprenants peuvent s'entraîner à visualiser et à manipuler les organes et tissus du patient avec une plus grande précision, ce qui améliore leur capacité à gérer des procédures complexes [63]. Par ailleurs, Chen et coll. ont montré que la RA, en offrant une visualisation assistée en temps réel, permet de guider les chirurgiens novices lors de leurs premières interventions, augmentant ainsi la sécurité des patients [64].

5.2.3 Outils de modélisation 3D et planification virtuelle

Les outils de modélisation 3D, tels que Blender, Meshmixer et 3D Slicer, jouent un rôle de plus en plus important dans la formation chirurgicale moderne. Ces logiciels permettent de créer des modèles anatomiques interactifs et des simulations chirurgicales basés sur des images réelles du patient (ex. : CT scan, IRM), offrant ainsi une précision inégalée dans la planification préopératoire.

L'utilisation de la modélisation 3D permet aux chirurgiens d'analyser des cas complexes et de simuler différentes approches avant de réaliser l'intervention sur le patient. Par ailleurs, Wong et Patel ont souligné que ces technologies offrent aux étudiants et aux jeunes chirurgiens des opportunités d'apprentissage interactives, les exposant à des cas concrets et leur permettant de perfectionner leurs techniques dans un cadre virtuel sans pression ni risque pour le patient [65]. Ces outils contribuent ainsi à améliorer à la fois l'apprentissage théorique et pratique, renforçant la confiance des jeunes praticiens et optimisant les résultats chirurgicaux [65].

6. Réalité augmentée en implantologie : Matériel et méthodes

Cette étude a été conduite au CHRU de Lille en s'appuyant rétrospectivement sur les dossiers médicaux de patients suivis par le service de Chirurgie Maxillo-Faciale et Stomatologie.

Les patients inclus nécessitaient une réhabilitation prothétique fixe ou amovible et disposaient d'une imagerie préopératoire ainsi que d'empreintes optiques. Tous les participants ont donné leur consentement éclairé pour l'utilisation des données numériques.

Les critères d'exclusion retenus étaient l'absence d'imagerie préopératoire, la présence de matériel d'ostéosynthèse, des antécédents de fractures de la mâchoire, l'absence de prothèse complète maxillaire en cas d'édentement, une prothèse maxillaire inadaptée ou un traitement orthodontique en cours.

Pour l'implantologie conventionnelle, l'intervention chirurgicale a été réalisée *ex vivo* sur un modèle imprimé en 3D, reproduisant fidèlement l'anatomie du patient à partir des données obtenues par CBCT. De même, pour l'implantologie zygomatique, l'intervention a été effectuée *ex vivo* en utilisant un modèle imprimé en 3D spécifique au patient.

Nous avons intégré toutes les informations nécessaires à la réalisation du protocole chirurgical en réalité augmentée. Cela comprend l'implant, son point d'émergence, son axe, sa zone de sécurité, ainsi que les structures anatomiques à respecter, notamment le canal du nerf alvéolaire inférieur.

Toutes les procédures de l'étude ont été réalisées conformément à la déclaration d'Helsinki. Par ailleurs, il s'agit d'une étude hors loi Jardé, ne relevant donc pas d'un avis d'un comité de protection des personnes (qui a toutefois été sollicité pour avis d'exclusion). Les données ont été anonymisées et la déclaration de la Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés a été réalisée conformément à la Loi française.

Avant la mise en œuvre de ce protocole, il est essentiel de réaliser des étapes préliminaires indispensables à la configuration de la réalité augmentée. Ces étapes comprennent l'acquisition et le traitement des données d'imagerie, telles que le CBCT et les empreintes optiques, la planification implantaire avec l'intégration des différents guides chirurgicaux, ainsi que l'optimisation des modèles holographiques

6.1 En implantologie conventionnel

6.1.1 Acquisition des données d'imagerie

L'empreinte optique est réalisée à l'aide d'une caméra intra-orale TRIOS 3 (3Shape, Copenhague, Danemark), conformément aux protocoles recommandés par le fabricant. Cette procédure consiste à enregistrer l'arcade mandibulaire, suivie de l'arcade maxillaire, en capturant successivement les morsures à droite et à gauche.

Les données ainsi obtenues sont ensuite converties en fichiers au format STL (stéréolithographie) et importées dans le logiciel Blender pour leur traitement et analyse.

Un scanner crano-facial est réalisé à une tension de 120 kV avec les paramètres suivants : SL (0,6/16×0,6/p0,8) ; Siemens, Munich, Allemagne.

6.1.2 Segmentation des données DICOM

Une segmentation des données DICOM est réalisée en trois dimensions (3D) à l'aide du logiciel 3D Slicer. Il permet de générer un modèle STL de la mâchoire inférieure ou supérieure du patient. Cette opération se déroule en plusieurs phases, en utilisant deux outils principaux : la fonction Threshold et la fonction Scissors.

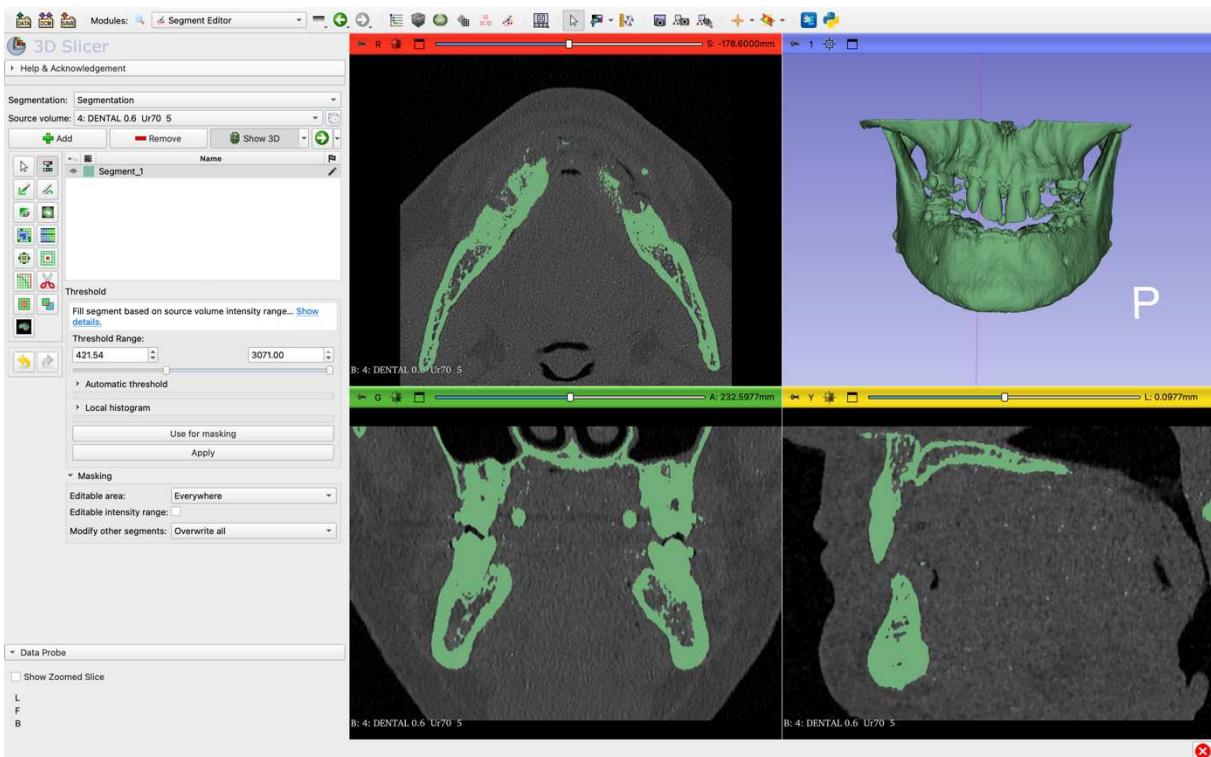


Figure 11 : Segmentation de données DICOM (capture d'écran)

La fonction Threshold (ou fonction de seuil) permet de sélectionner automatiquement les structures anatomiques en fonction de leur densité radiologique. En définissant un intervalle de valeurs d'intensité correspondant aux tissus d'intérêt (par exemple, l'os), le logiciel isole les éléments pertinents tout en excluant ceux qui ne sont pas concernés, comme les tissus mous ou l'air. Ce processus permet ainsi d'identifier la zone d'intérêt dans le volume DICOM.

La procédure de Threshold est cruciale pour obtenir une segmentation précise des données DICOM, et son réglage approprié est essentiel pour garantir la qualité du modèle final. Si le seuil est trop bas, la segmentation inclura une quantité excessive de particules parasites, tels que les tissus mous non pertinents ou les artefacts de bruit. Ces éléments indésirables peuvent rendre l'épuration du modèle difficile, voire impossible, entraînant un modèle 3D encombré et non représentatif de la réalité clinique.

À l'inverse, un seuil trop élevé peut entraîner une perte significative de détails importants. Les structures anatomiques essentielles, telles que les contours osseux ou les caractéristiques spécifiques de la mâchoire, peuvent être exclus du modèle final. Ce manque de précision dans la représentation du modèle peut affecter la qualité du travail clinique, rendant le modèle moins fidèle à la réalité du patient et diminuant son utilité pour la planification et la réalisation de procédures chirurgicales.

Ainsi, un ajustement soigneux du seuil est indispensable pour équilibrer la précision et la clarté du modèle, assurant à la fois une élimination efficace des particules parasites et une conservation des détails critiques pour une représentation clinique fidèle.

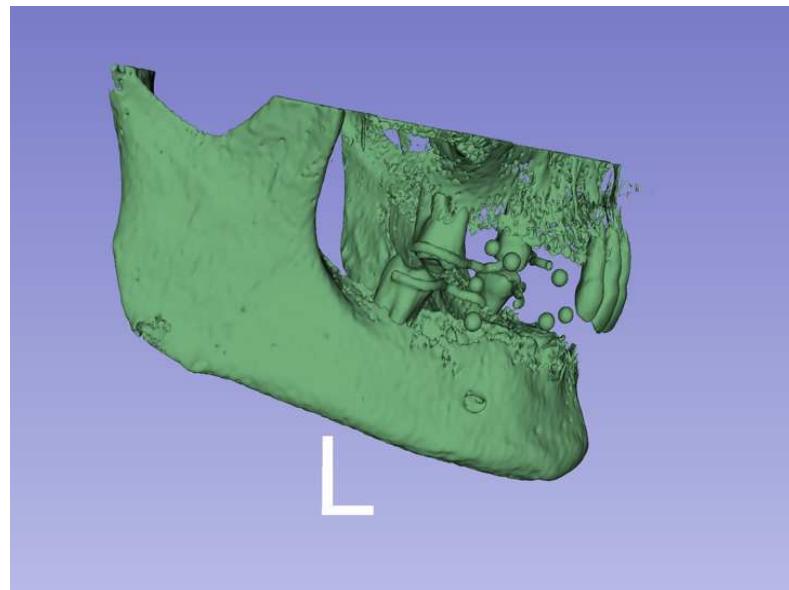


Figure 12 : Threshold avec un seuil trop bas (capture d'écran)

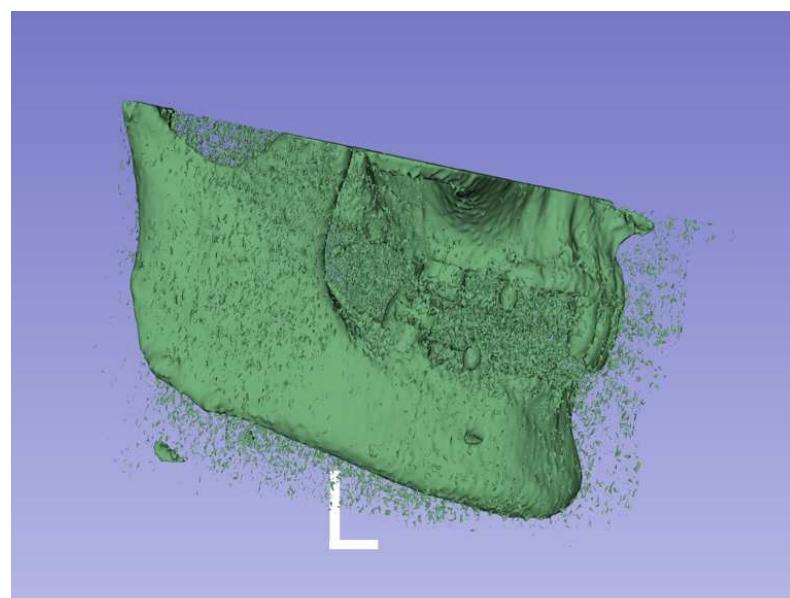


Figure 13 : Threshold avec un seuil trop haut (capture d'écran)

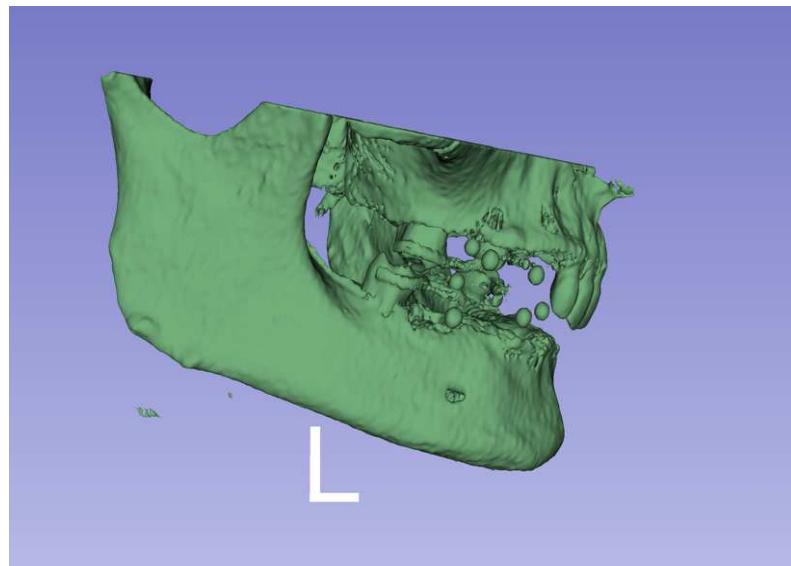


Figure 14 : Threshold avec le bon seuil (capture d'écran)

Une fois l'os correctement segmenté, la fonction Scissors permet d'affiner cette sélection. Cet outil permet de découper de manière précise la zone d'intérêt dans le modèle 3D, en supprimant les parties non nécessaires, telles que les structures adjacentes ou parasites. La fonction Scissors est particulièrement utile pour isoler la mâchoire souhaitée (inférieure ou supérieure), en permettant de sélectionner uniquement les parties anatomiques pertinentes.

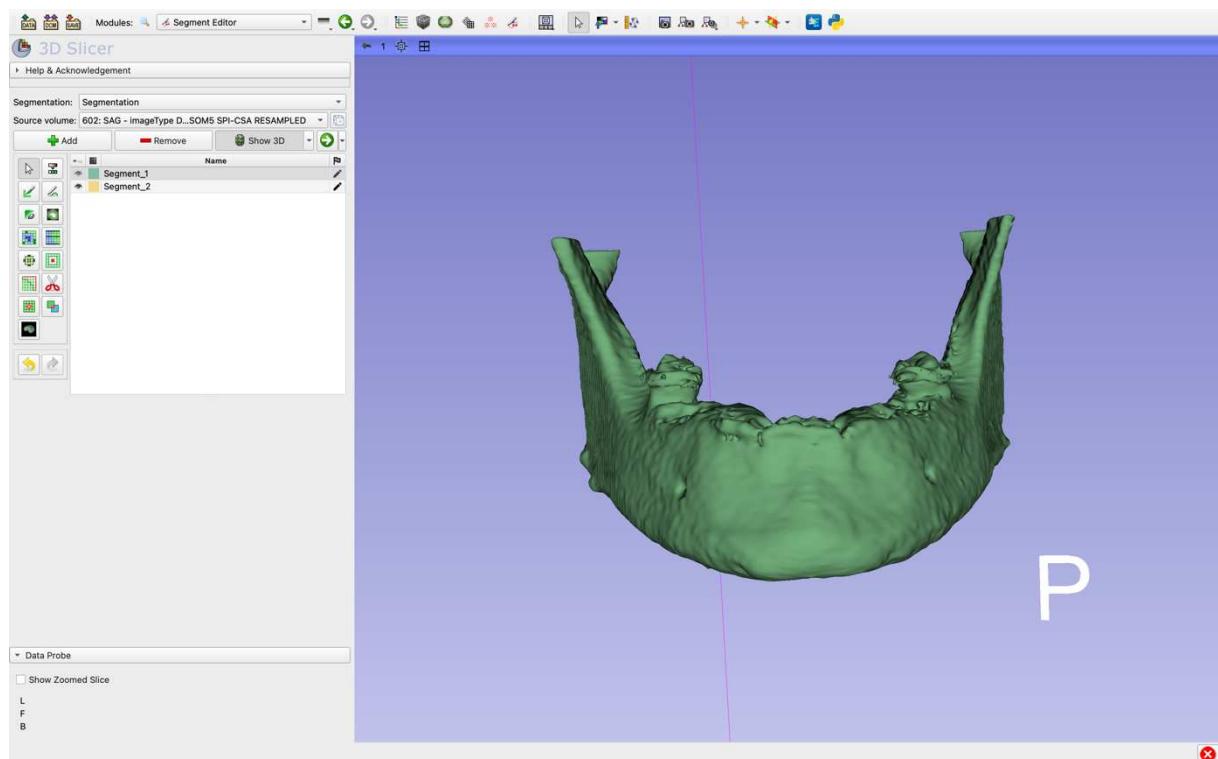


Figure 15 : Utilisation de la fonction scissors (capture d'écran)

Après l'application de ces deux outils, la segmentation finale est exportée sous forme de fichier STL, utilisable pour des applications cliniques ou de modélisation en impression 3D.

6.1.3 Purification des modèles pour l'impression

Après l'obtention du fichier STL via le logiciel 3D Slicer, une étape d'épuration est nécessaire afin de préparer le modèle pour l'impression 3D. Cette étape est réalisée à l'aide du logiciel Meshmixer, en utilisant la fonction Separate Shells.

La fonction Separate Shells permet de segmenter le modèle en différentes *coques* (ou *shells*) lorsque celui-ci est composé de plusieurs volumes indépendants. Cette fonctionnalité est essentielle pour identifier et isoler les structures anatomiques pertinentes, tout en éliminant les artefacts ou les parties non souhaitées, souvent présents après la conversion des données DICOM en modèle 3D.

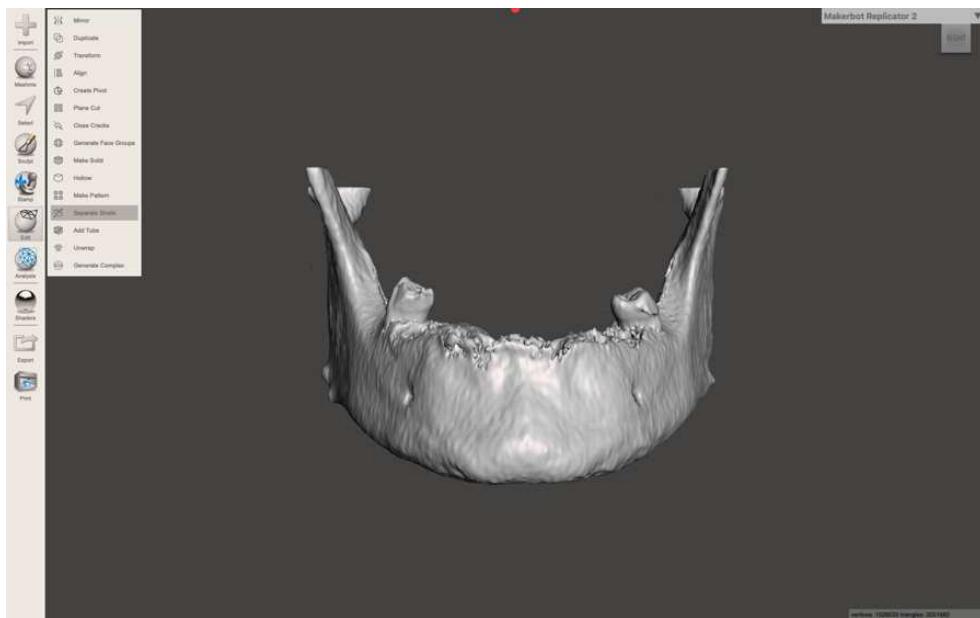


Figure 16 : Fichier STL initial (capture d'écran)

Cette étape garantit que le fichier STL ne contienne que la mâchoire (supérieure ou inférieure) souhaitée, sans éléments superflus, et que le modèle soit prêt pour les étapes suivantes du processus, notamment l'impression 3D.



Figure 17 : Épuration du fichier STL (capture d'écran)

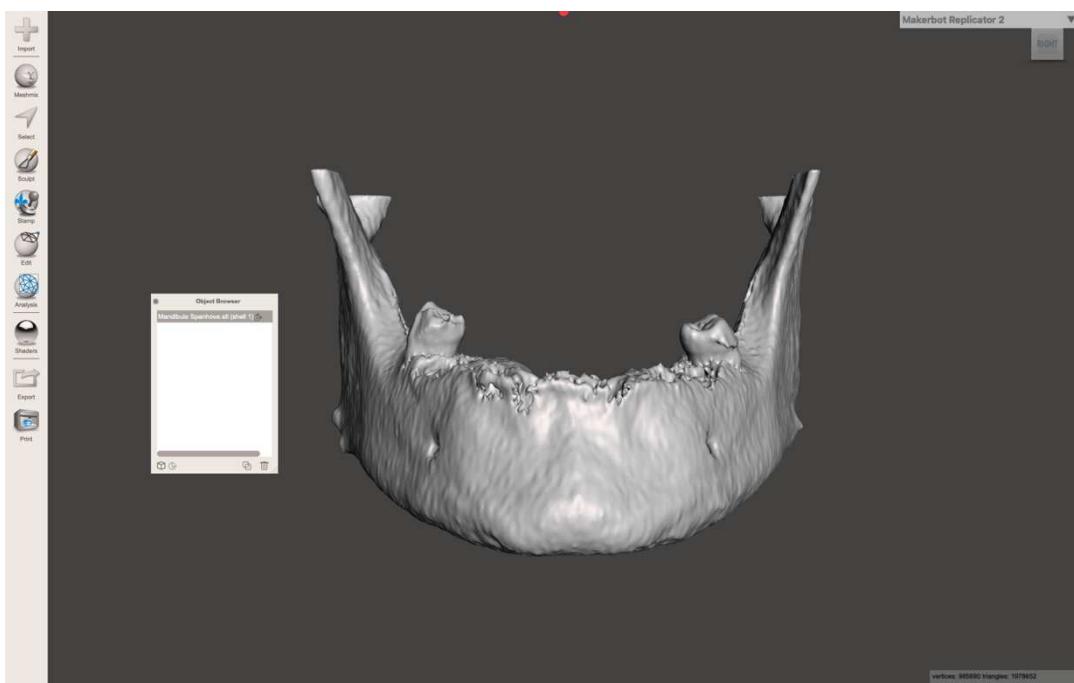


Figure 18 : Modèle final après épuration (capture d'écran)

6.1.4 Planification implantaire

L'utilisation du logiciel DTX permet de combiner les données issues de l'empreinte optique et du CBCT, offrant ainsi une visualisation précise du futur projet prothétique et esthétique. Cette fusion nécessite le placement de repères dentaires sur des structures anatomiques facilement identifiables, telles que les crêtes marginales, les sillons ou les cuspides, sur les deux jeux de données. L'algorithme du logiciel procède ensuite à un repositionnement précis et fidèle de ces éléments.

Le couplage des données de l'empreinte optique avec celles du CBCT est une étape essentielle pour faciliter la planification implantaire. Ce Matching est également indispensable pour la fabrication d'une gouttière, qui servira ultérieurement de support pour les QR codes nécessaires pour les étapes suivantes.

On peut ensuite réaliser la planification implantaire à l'aide du logiciel DTX

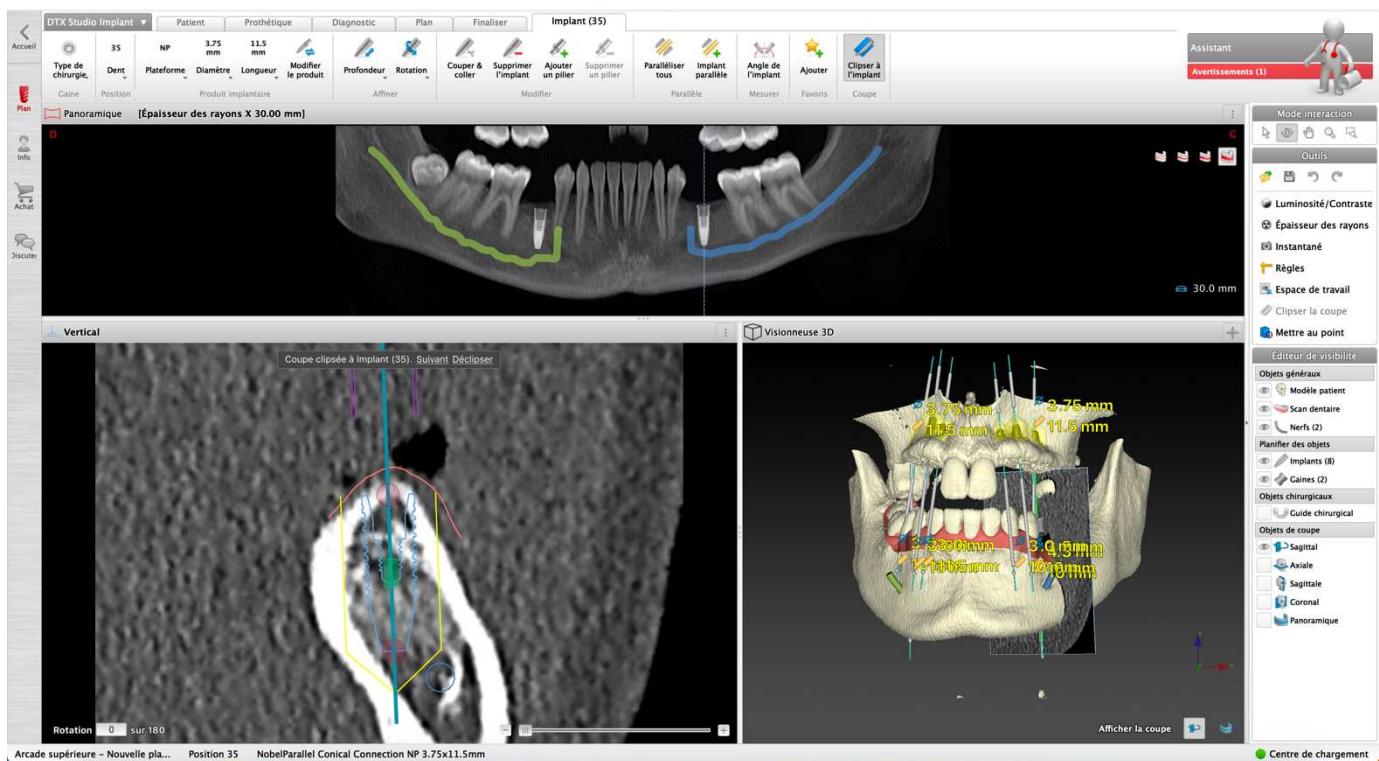


Figure 19 : Planification implantaire sur DTX (capture d'écran)

6.1.5 Incorporation des fichiers STL de la planification implantaire sur Blender

Dans cette étape, les fichiers STL correspondant à la planification implantaire préalablement réalisée sont intégrés dans Blender.

- Implants
- Mâchoires du patient
- Gouttières de support pour le QR code
- Nerfs alvéolaires inférieurs

Les fichiers STL de la mâchoire du patient, des nerfs alvéolaires inférieurs, ainsi que des implants avec leurs axes implantaires proviennent tous de la même planification implantaire numérique. Ces fichiers ayant été générés dans le même système de planification, ils conservent automatiquement leurs coordonnées géométriques et se repositionnent de manière cohérente les uns par rapport aux autres lors de leur importation dans un logiciel de traitement 3D.

En revanche, le guide chirurgical est commandé et réalisé par le fabricant Nobel Biocare, en dehors de cette planification initiale. Il est donc nécessaire de repositionner manuellement la gouttière dans le logiciel en s'assurant qu'elle corresponde parfaitement à l'anatomie et à la planification implantaire précédemment définie.

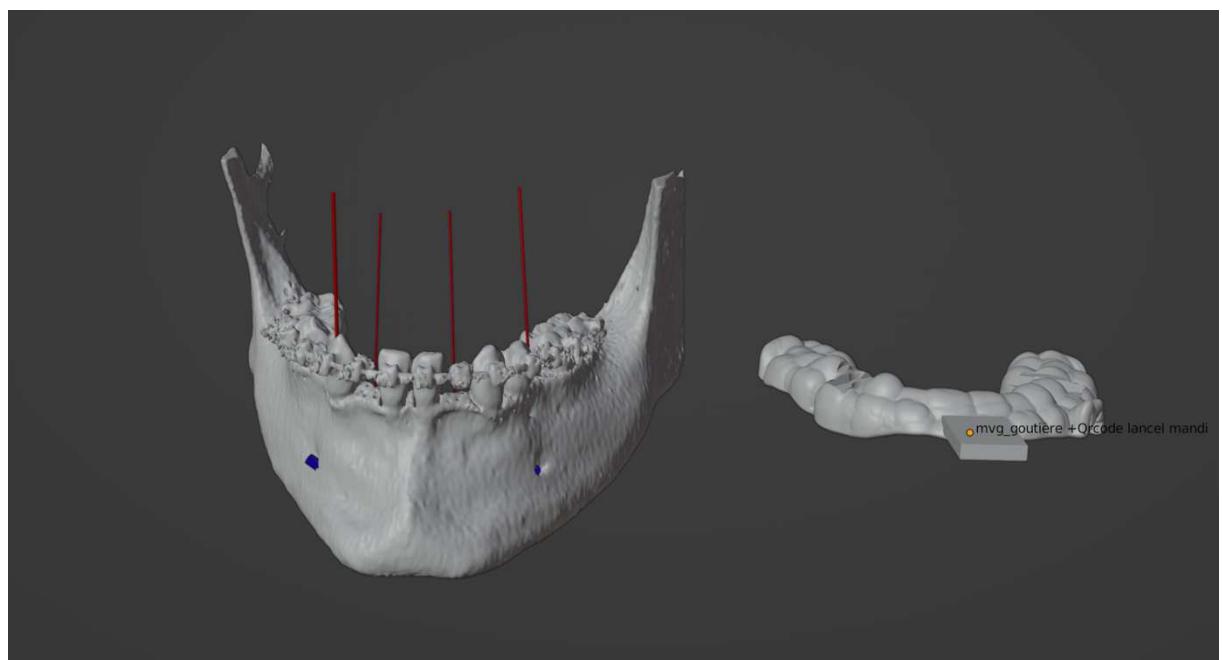


Figure 20 : Coordonnées géométriques ne concordant pas (capture d'écran)

Pour aligner manuellement le guide chirurgical avec le reste de la planification implantaire, la fonction d'alignement de Blender est donc utilisée. Cette méthode permet de repositionner avec précision le guide en choisissant deux objets : l'objet mobile (le guide chirurgical) et l'objet fixe (la mâchoire). Afin de faciliter ce processus, des points de référence sont placés sur des repères anatomiques, de préférence sur des structures osseuses ou des zones facilement identifiables.

Plus le nombre de points de référence est élevé, plus l'alignement sera précis. Une fois les points placés, il suffit d'utiliser l'outil d'alignement pour repositionner correctement le guide chirurgical dans Blender, garantissant ainsi une correspondance fidèle avec la planification implantaire.

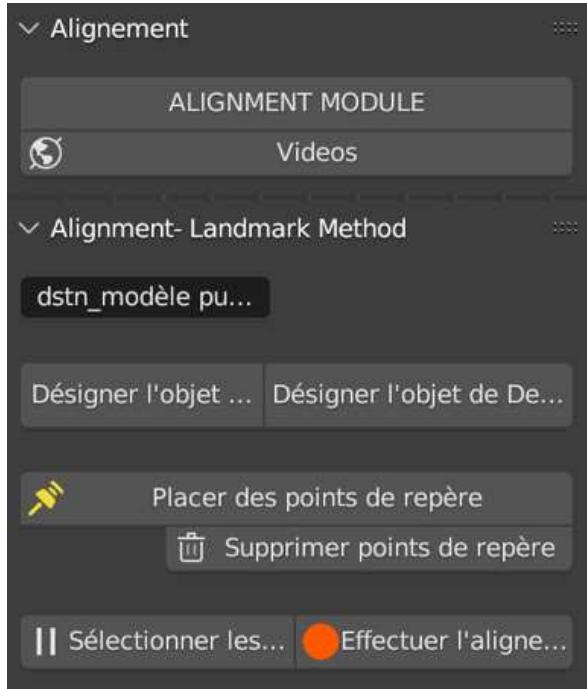


Figure 21 : Fonction d'alignement sur Blender (capture d'écran)

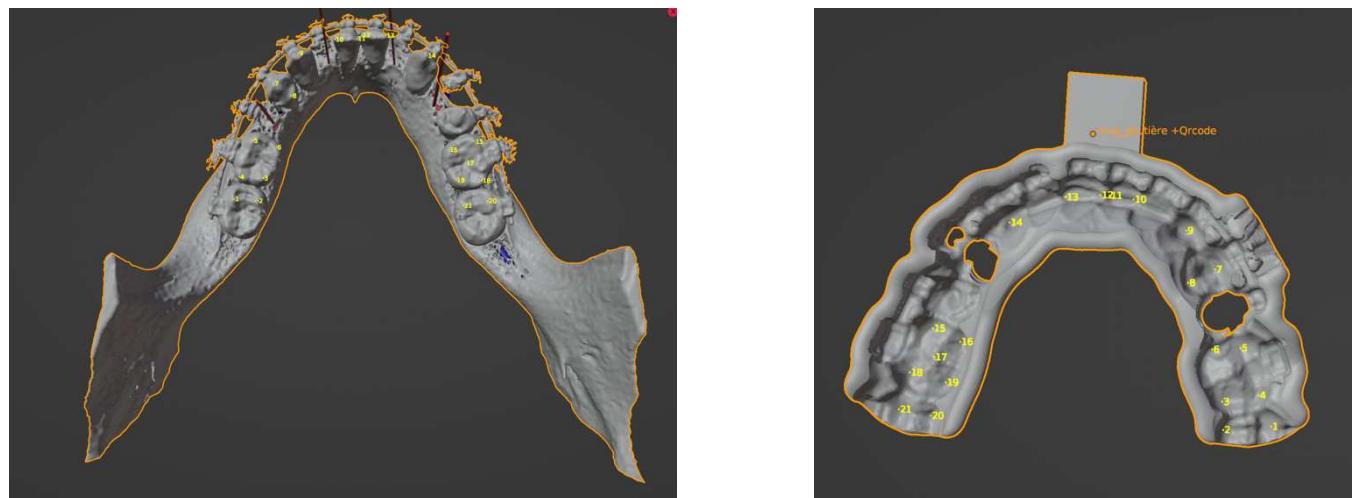


Figure 22 : Objet fixe à gauche et objet mobile à droite (capture d'écran)

6.1.6 Optimisation holographique

Une fois tous les fichiers STL incorporés dans Blender, une étape importante consiste à réaliser l'optimisation holographique afin de faciliter la visualisation des axes implantaires pour le chirurgien.

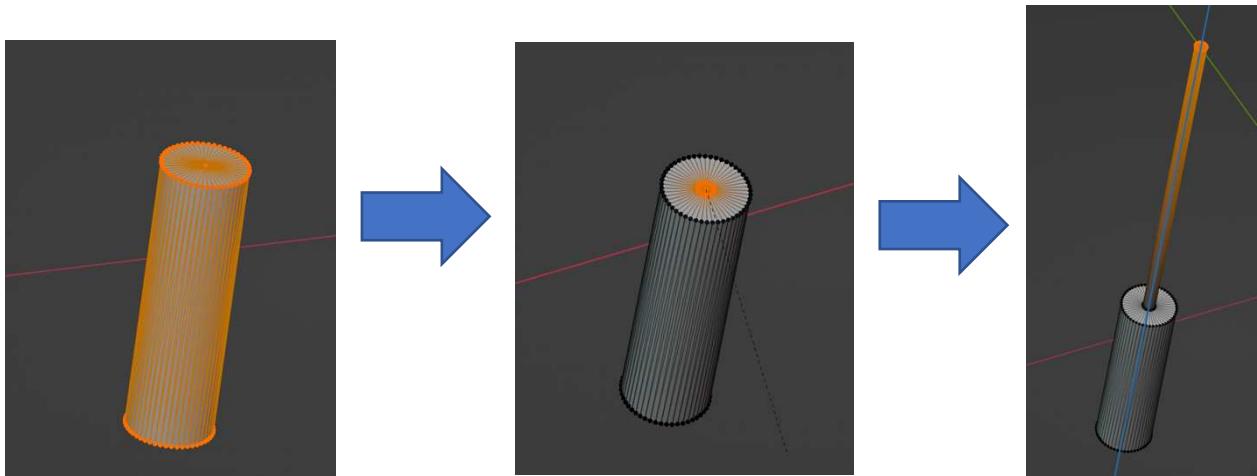


Figure 23 : Processus pour extruder l'objet et tracer l'axe implantaire (capture d'écran)

Cette optimisation permet de mieux discerner les différentes structures et de rendre la planification plus intuitive. Pour ce faire, les axes des implants peuvent être tracés à l'aide de la fonctionnalité Extruder, qui permet de créer des guides visuels en prolongement de chaque implant. Ces axes aident à visualiser leur orientation précise et à anticiper leur positionnement final lors de l'intervention.

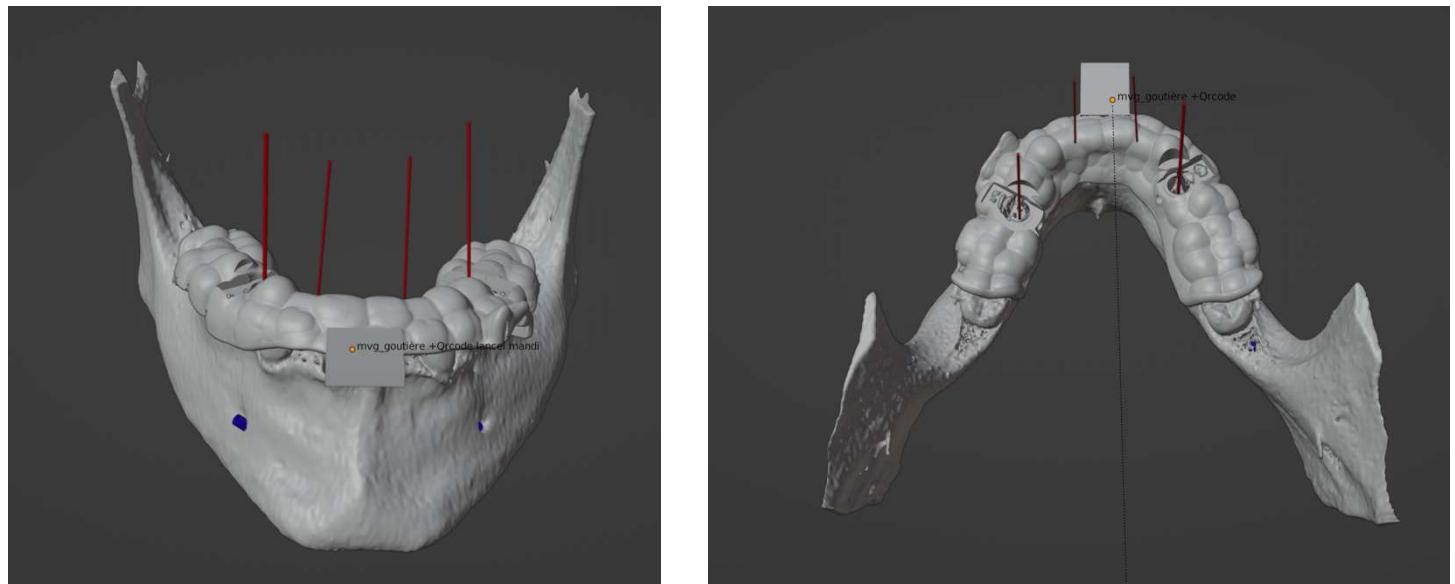


Figure 24 : Axes implantaires extrudés vue de face à gauche et vue supérieure à droite (capture d'écran)

De plus, pour améliorer la clarté de la visualisation, des couleurs distinctes sont attribuées aux différentes structures anatomiques et éléments de la planification, facilitant ainsi la distinction entre ces éléments critiques.

6.1.7 Impression des modèles en 3D

Les modèles anatomiques sont réalisés à l'aide d'une imprimante 3D Sigma de chez Dagaoma. Cette imprimante utilise comme technique d'impression le FDM (Fused Deposition Modeling), une technique qui dépose du filament fondu couche par couche.

L'impression utilise du filament en acide polylactique (PLA) de couleur blanche, un matériau biodégradable et couramment employé pour les impressions 3D. Le taux de remplissage est réglé à 33 %, tandis que l'épaisseur des couches est fixée à 0,15 mm, permettant un rendu de surface précis et détaillé.

Pour garantir une bonne adhésion des pièces à la plateforme d'impression, des supports sont générés automatiquement, et une bordure est ajoutée afin d'améliorer la surface d'adhésion et de réduire le risque de décollement en cours d'impression. La température d'extrusion est calibrée à 203 °C, ce qui assure la fluidité du PLA et une bonne cohésion entre les couches imprimées.



Figure 25 : Imprimante 3D Sigma (photo personnelle)

6.1.8 Protocole chirurgical

Le modèle anatomique est fixé sur un socle à l'aide de vis afin d'assurer une stabilité optimale du dispositif tout au long de l'intervention chirurgicale. La gouttière contenant le QR Code est positionnée sur le modèle et reconnue par le logiciel, permettant ainsi l'affichage et le repositionnement de la planification virtuelle sur l'anatomie fixe du patient.

Avant d'entamer la phase de forage, il a la possibilité de se familiariser avec la situation clinique en consultant la check-list implantaire. Celle-ci donne accès à la planification virtuelle ainsi qu'à une évaluation des risques anatomiques associés à l'acte chirurgical.

L'ensemble de la séquence de forage a été réalisé conformément aux recommandations du fabricant. Durant toute la procédure, l'axe implantaire, le niveau d'enfouissement ainsi que les nerfs alvéolaires inférieurs ont été affichés en temps réel afin d'assurer une précision maximale.

6.1.9 Acquisition des données finales

Une fois l'implantation achevée, le modèle est détaché de son support et scanné afin d'obtenir un fichier STL. Ce fichier est ensuite comparé à celui issu de la planification initiale. Pour cette analyse, le logiciel Blender est utilisé une nouvelle fois afin de superposer les deux fichiers avec précision. Après un repositionnement minutieux, quatre mesures clés sont effectuées : la déviation au point d'entrée en millimètres, la déviation à l'apex en millimètres, la déviation angulaire sur l'axe X (antéro-postérieur) en degrés, ainsi que la déviation angulaire sur l'axe Y (médio-latéral) en degrés.

6.2 Méthodologie pour l'implantologie zygomatique

6.2.1 Acquisition des données

Chez les patients nécessitant des implants zygomaticques, une prothèse amovible complète est d'abord réalisée en respectant tous les critères de conception prothétique. Afin de faciliter l'intégration des données radiographiques pour la planification chirurgicale, cette prothèse est équipée de 6 à 8 billes radio-opaques, disposées de manière stratégique. Ces marqueurs permettront de faciliter le "matching" ou l'alignement des fichiers d'imagerie lors du processus de planification numérique.

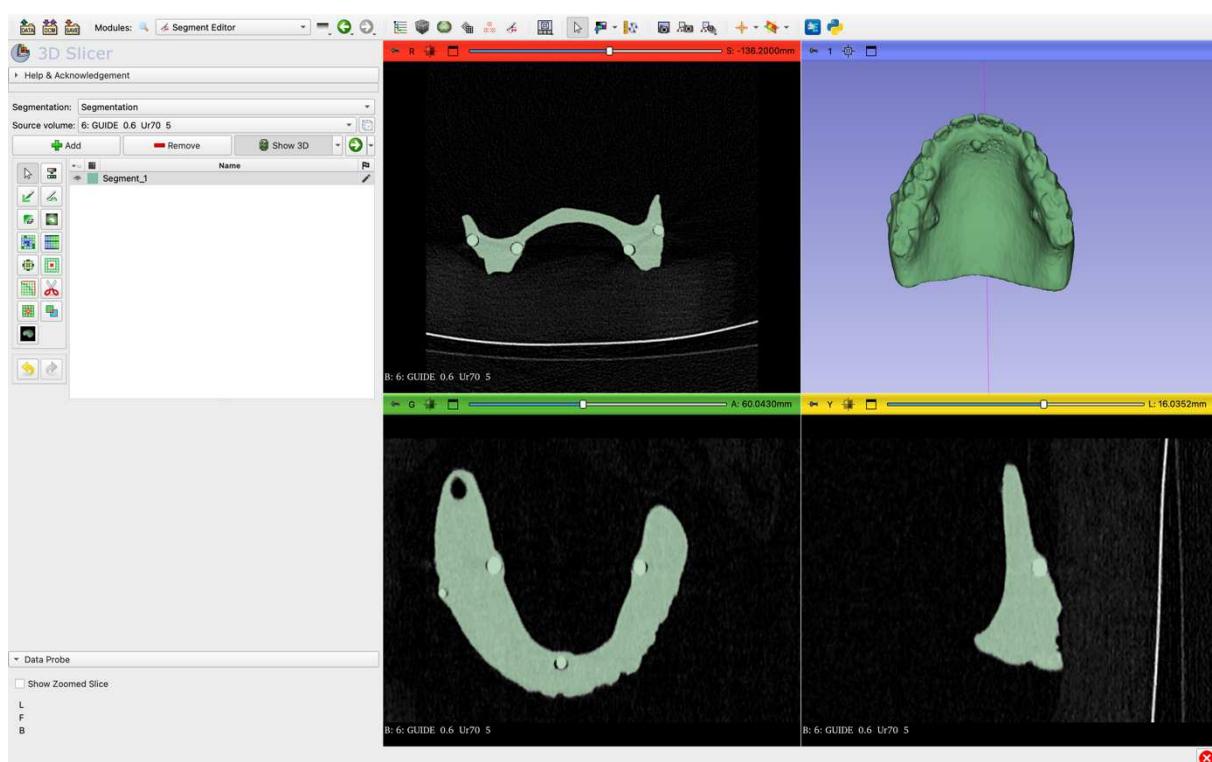


Figure 26 : Scanner de la prothèse amovible seule sur le logiciel 3D slicer (capture d'écran)

Un double scanner est ensuite réalisé : le premier avec le patient portant la prothèse en place et le second avec la prothèse seule. Cette méthodologie assure une correspondance précise entre l'anatomie du patient et la prothèse.



Figure 27 : Fichier STL de la PAC obtenu grâce au scanner (capture d'écran)

Pour l'implantologie zygomatique, les techniques de segmentation et de purification des données anatomiques suivent les mêmes principes que ceux utilisés en implantologie conventionnelle. Les mêmes logiciels utilisés en implantologie conventionnelle sont également employés dans ce contexte, à savoir Blender pour la modélisation 3D, Meshmixer pour la manipulation et la correction des modèles, et 3D Slicer pour l'analyse et la segmentation des données d'imagerie médicale.

6.2.2 Matching des fichiers STL et DICOM

Le processus de "matching" des données STL avec les données DICOM en implantologie zygomatique est réalisé. Le scanner du patient, incluant les données anatomiques osseuses, est d'abord importé dans le logiciel de planification DTX Studio Implants.

Ensuite, le scanner de la prothèse du patient, contenant des repères radio-opaques ajoutés préalablement, est incorporé dans le logiciel. Grâce à ces repères, le logiciel est capable de réaliser un alignement précis ("matching") entre la prothèse et l'anatomie osseuse du patient.

Cela permet d'intégrer la position exacte de la prothèse dans le contexte osseux. La planification des implants peut alors être effectuée tout en prenant en compte le futur projet prothétique, garantissant une harmonie parfaite entre les implants et la prothèse finale.

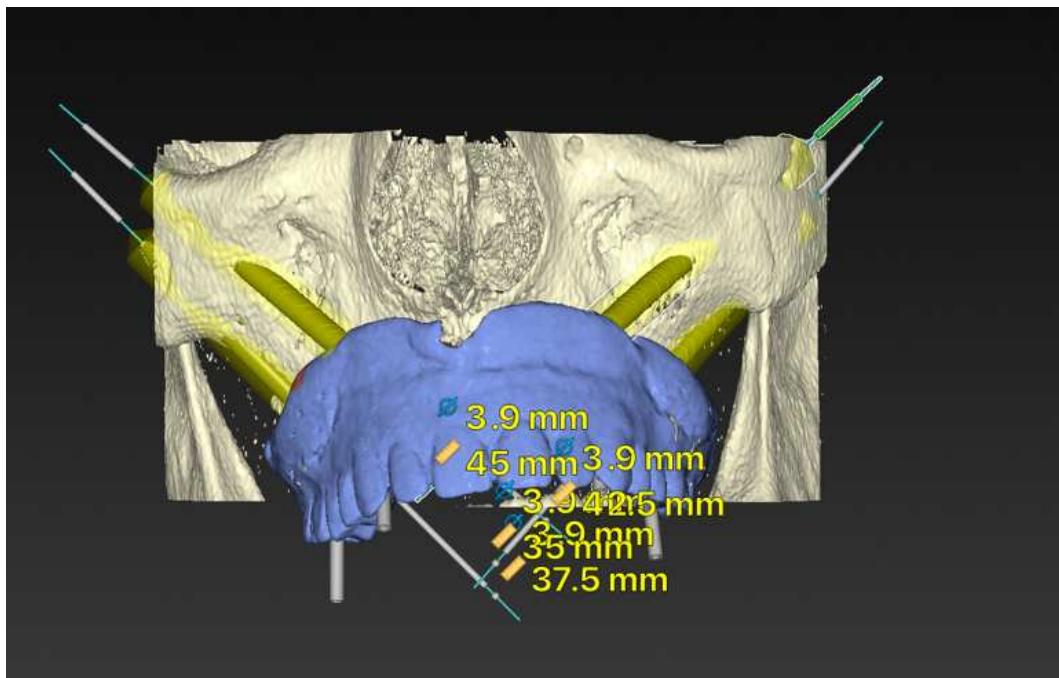


Figure 28 : Matching des fichiers STL et DICOM (capture d'écran)

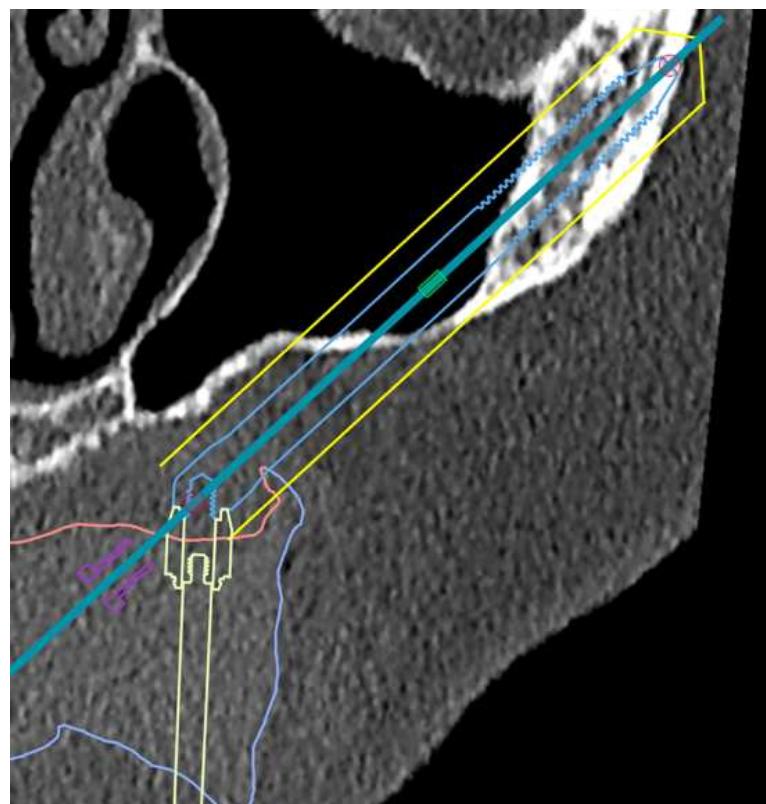


Figure 29 : Coupe frontale de la planification avec le dual scan (capture d'écran)

6.2.3 Réalisation de la gouttière support du QR code HOLOLENS 2

La réalisation de la gouttière destinée à supporter le QR code Holosens 2 diffère considérablement de celle utilisée pour des implants standards. En l'absence de dents restantes, il est impossible de concevoir une gouttière conventionnelle, car celle-ci ne disposeraient d'aucun support. Bien que l'on puisse envisager une Prothèse Adjointe Complète (PAC), cela pose également un problème, étant donné que l'impression de la mâchoire supérieure du patient exclut les tissus mous, il est impossible de trouver une position unique et stable de la prothèse sur le modèle osseux. Pour contourner ces difficultés, le logiciel Blender est utilisé afin d'incorporer trois cylindres au niveau du palais, qui serviront de points d'appui pour la confection d'un support dédié au QR code.

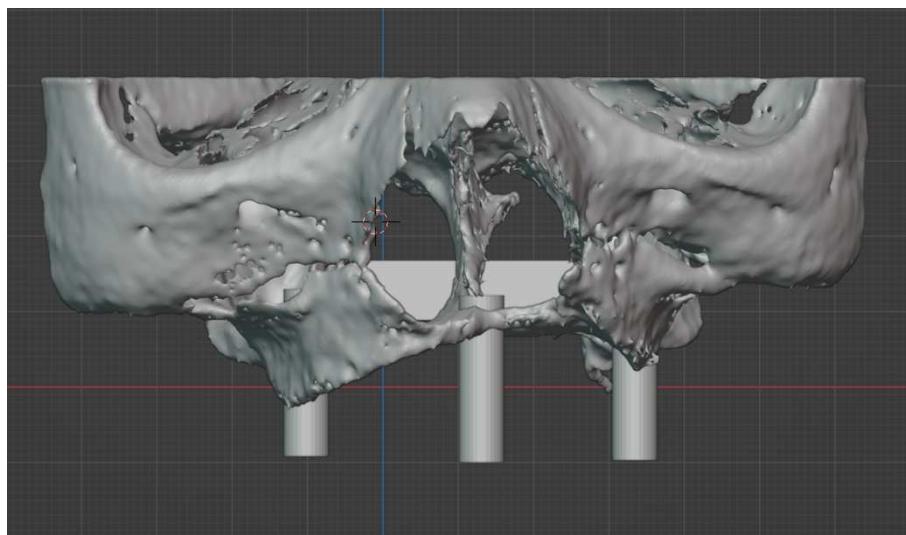


Figure 30 : Piliers incorporés au modèle pour supporter la gouttière (capture d'écran)

Un support est ensuite conçu, sur lequel on applique la fonction "boolean" dans Blender. Cette fonctionnalité permet de soustraire un volume d'un autre, créant ainsi une cavité "femelle" sur le support. Cette cavité correspondra parfaitement aux "parties mâles" précédemment modélisées sur le palais du patient. Cela permettra d'insérer précisément le support dans ces points d'appui, garantissant ainsi une stabilité et un ajustement optimal pour le QR code.

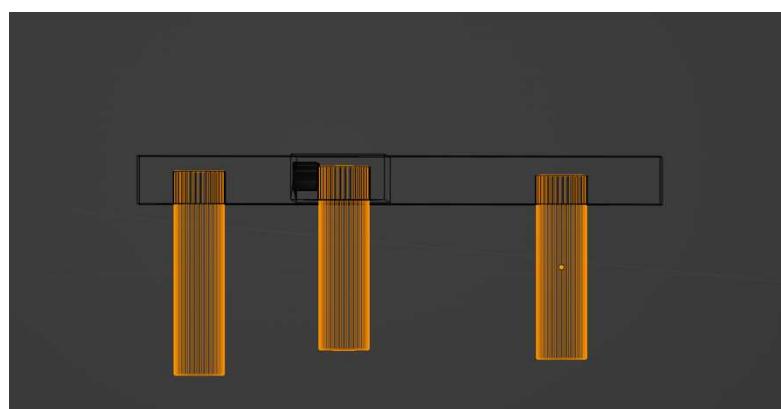


Figure 31 : Fonction de Boolean sur blender (capture d'écran)

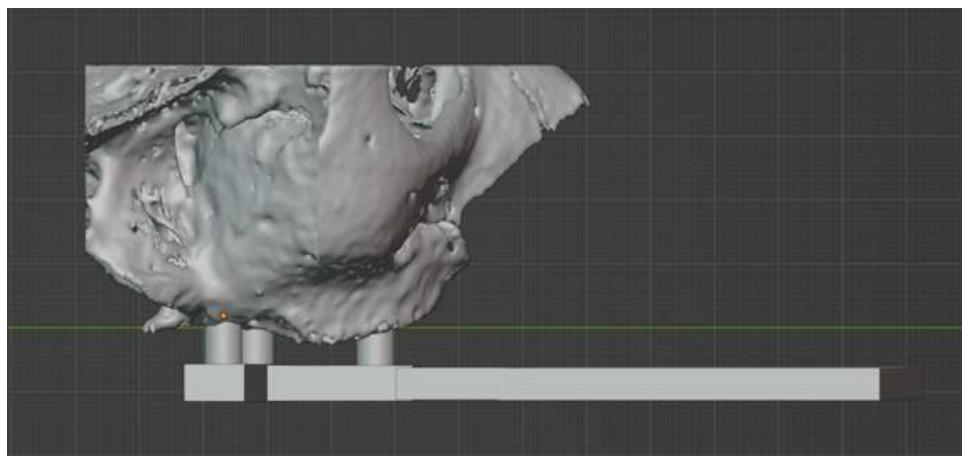


Figure 32 : Vue latérale de la gouttière avec les parties femelles correspondant aux parties males (capture d'écran)

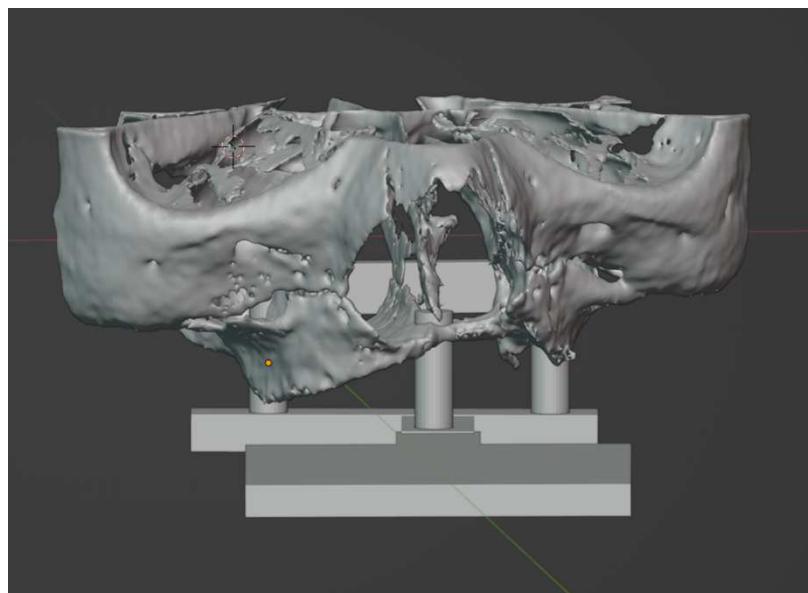


Figure 33 : Vue frontale de la gouttière avec les parties femelles correspondant aux parties males (capture d'écran)

6.2.4 Optimisation holographique

Pour l'optimisation holographique en implantologie zygomatique, le processus suit des principes similaires à ceux de l'implantologie conventionnelle. Les fichiers STL du massif facial du patient, obtenus à partir des données d'imagerie médicale, sont importés dans le logiciel Blender. Les implants zygomatiques, ainsi que les axes prothétiques, sont également intégrés dans Blender. Pour faciliter le travail du chirurgien, les axes des implants zygomatiques seront tracés.

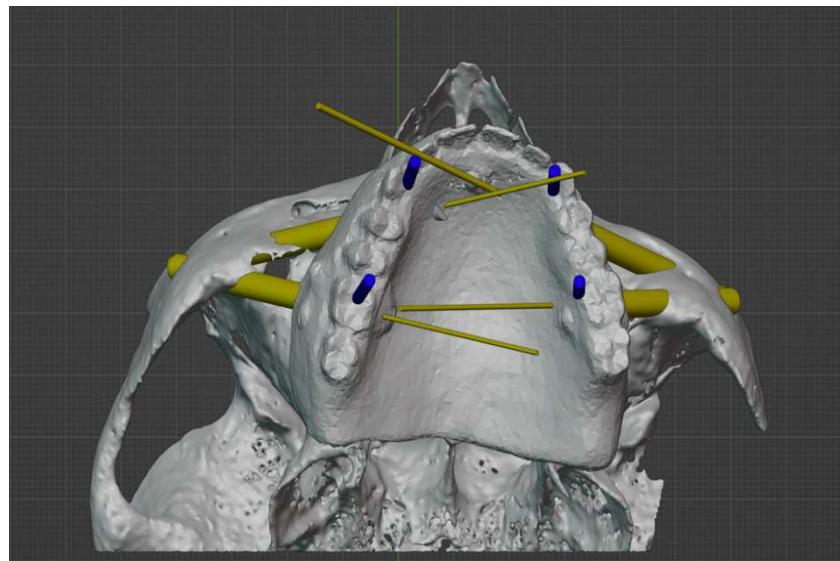


Figure 34 : Vue inférieure de la planification implantaire optimisée pour la RA (capture d'écran)

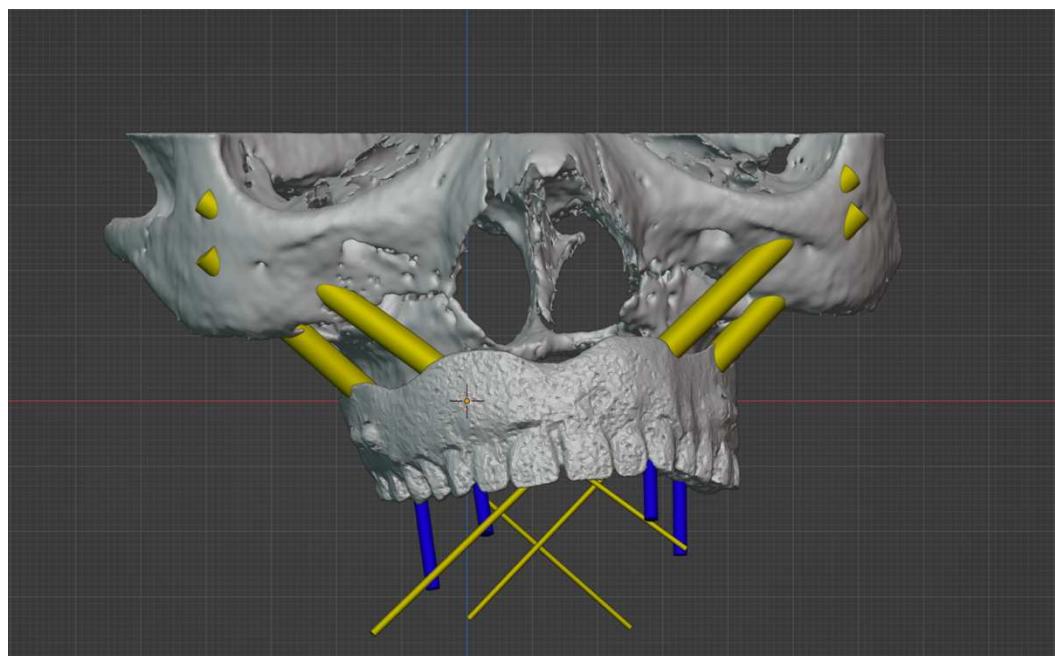


Figure 35 : Vue frontale de la planification implantaire optimisée pour la RA (capture d'écran)

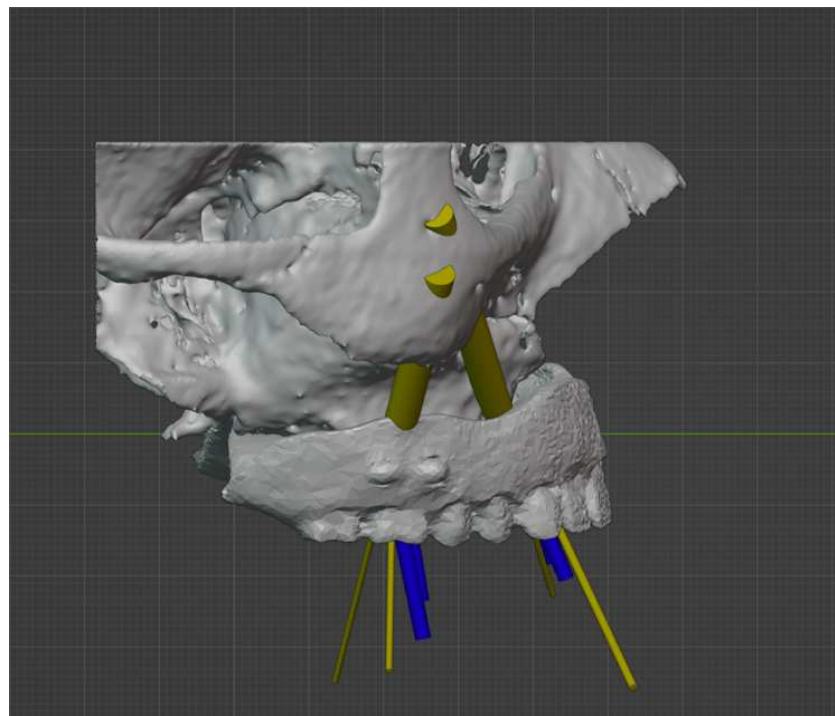


Figure 36 : Vue latérale de la planification implantaire optimisée pour la RA (capture d'écran)

6.2.5 Impression des modèles en 3D

L'impression des modèles destinés à l'implantologie zygomatique respecte les mêmes principes et caractéristiques que ceux utilisés pour l'implantologie conventionnelle.

6.2.6 Protocole chirurgical



Figure 37 : Casque HoloLens 2



Figure 38 : Impression modèle mandibulaire et Qr Code (Courtoisie du Dr BOCHET)



Figure 39 : Vue clinique via HoloLens 2 lors de l'utilisation de la check-list implantaire (Courtoisie du Dr Bochet)



Figure 40 : Vue clinique via HoloLens 2 lors du forage pilote pour les implants dentaires (Courtoisie du Dr Bochet)

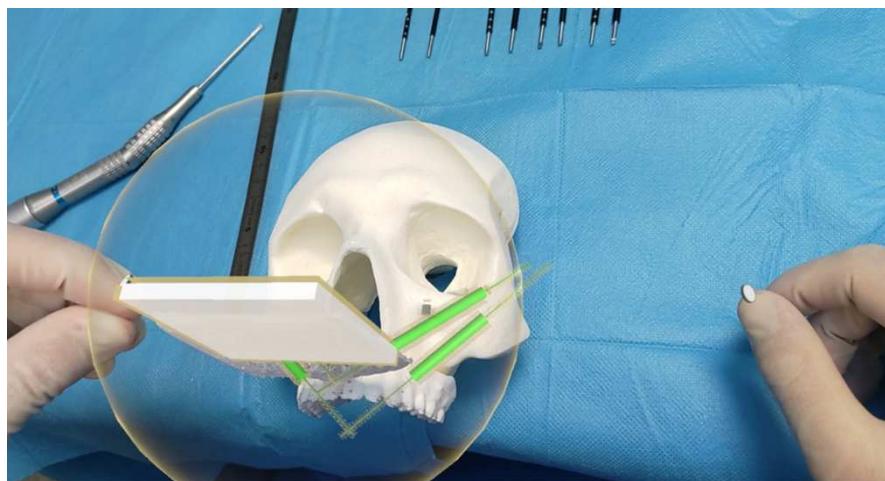


Figure 41 : Vue clinique via HoloLens 2 lors du premier forage pour les implants zygomatiques (Courtoisie du Dr Bochet)

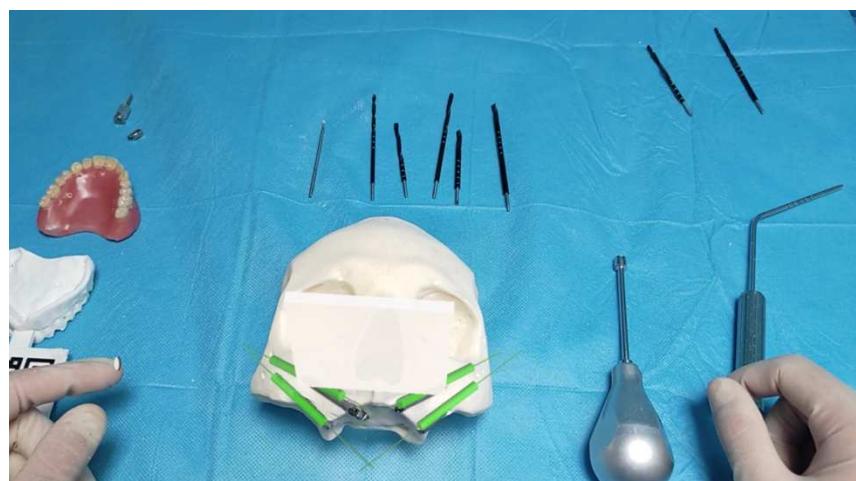


Figure 42 : Vue clinique via HoloLens 2 après la pose pour les implants zygomatiques (Courtoisie du Dr Bochet)

7. Résultats

Les modèles 3D de 8 patients ont été imprimés afin de réaliser des essais d'implantation sur mandibule et maxillaire. Parmi ces modèles, 4 mandibules et 5 maxillaires ont été utilisés pour la pose d'implants standards et zygomatiques.

Dans chaque cas, une planification préopératoire précise a été réalisée en accord avec le futur projet prothétique. La planification intègre la position idéale des implants, optimisée pour la stabilité mécanique et la restauration fonctionnelle future. Le mode de fabrication des guides chirurgicaux ainsi que la séquence opératoire recommandée par le fabricant ont été uniformément appliqués à l'ensemble des cas.

L'objectif de cette étude est de comparer la position planifiée des implants, considérée comme la position parfaite, avec la position réelle obtenue après la chirurgie. Cette comparaison permet d'évaluer les déviations observées lors de la pose des implants. Les résultats présentés ci-dessous mettent en évidence les écarts mesurés, en particulier les déviations angulaires et déviations linéaires.

7.1 Implantologie standard

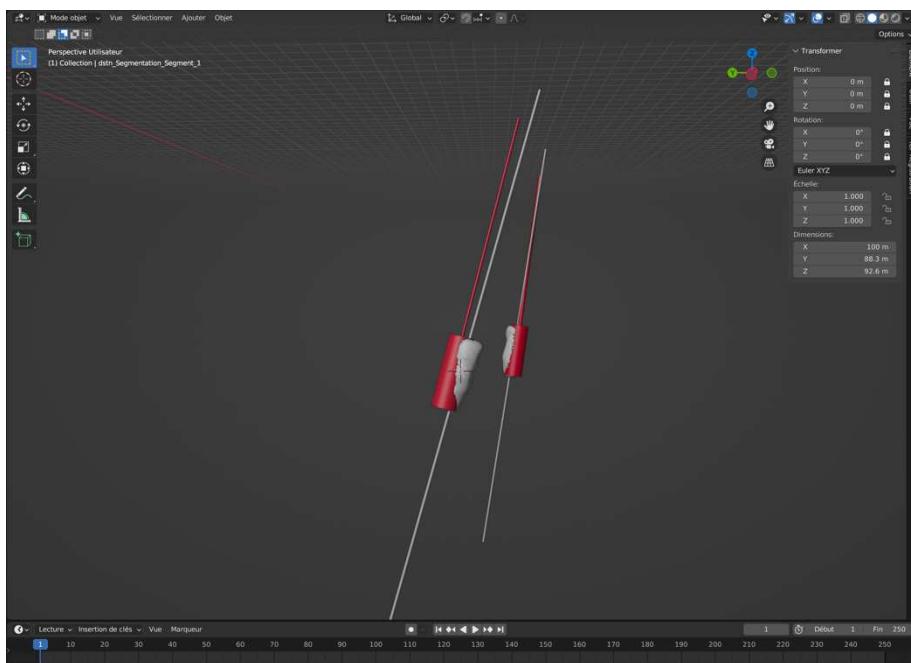


Figure 43 : Vue latérale de la comparaison entre la planification implantaire en rouge et les implants posés en gris

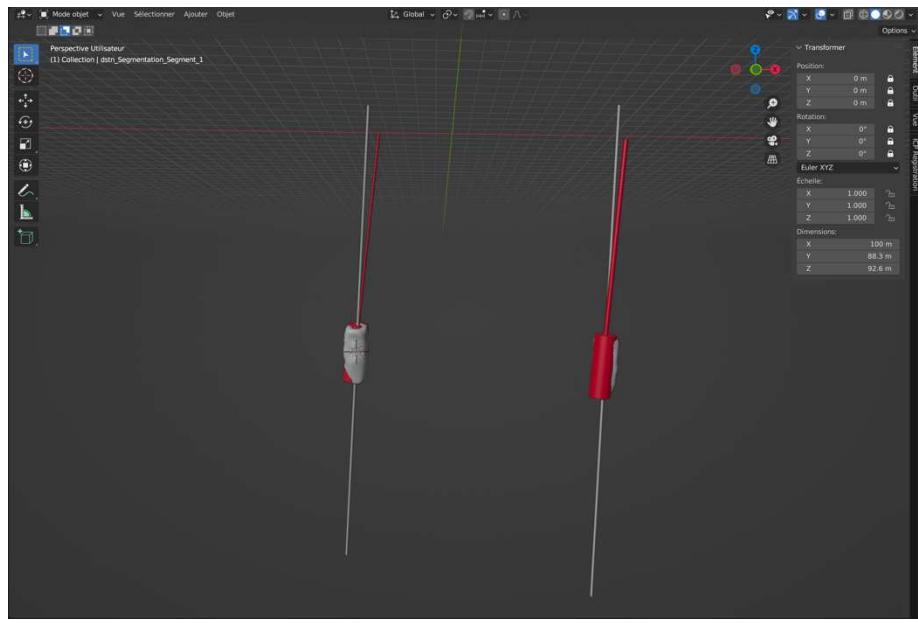


Figure 44 : Vue frontale de la comparaison entre la planification implantaire en rouge et les implants posés en gris

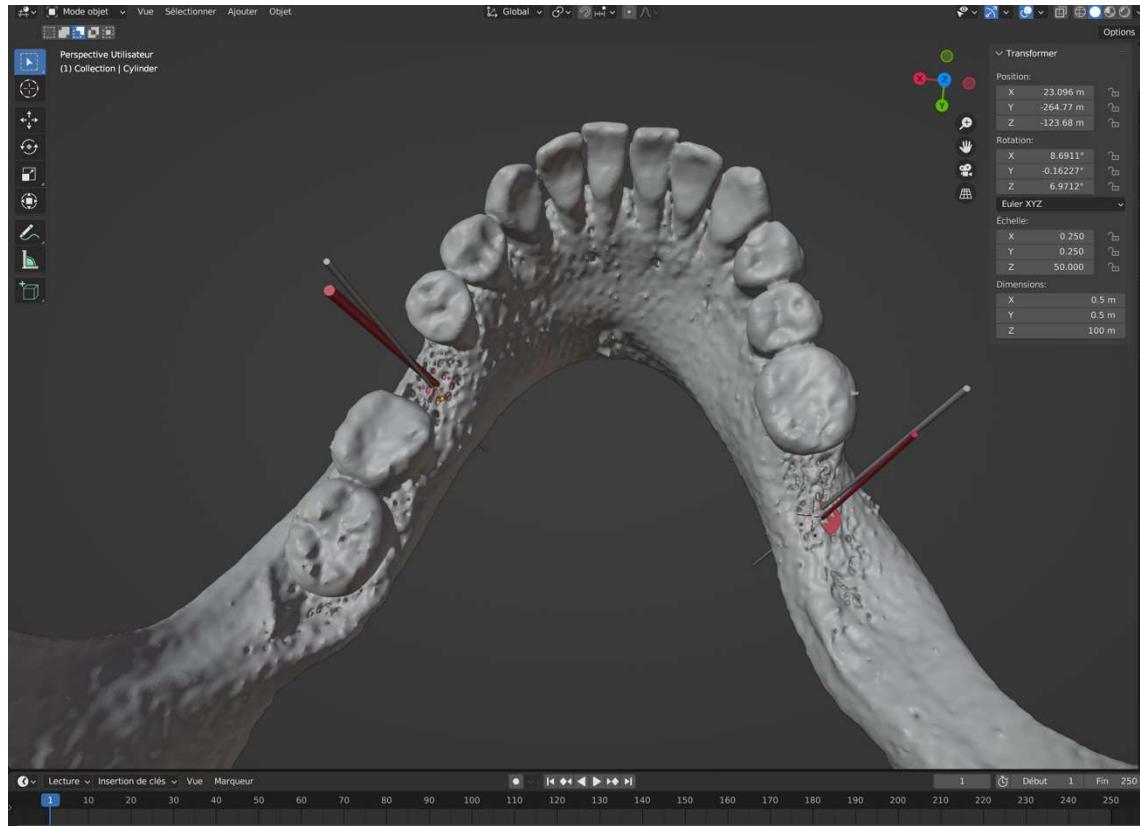


Figure 45 : Vue supérieure de la comparaison entre la planification implantaire en rouge et les implants posés en gris

- **Tableau récapitulatif**

- **Déviation au point d'entrée (mm)** : Écart mesuré entre la position planifiée et la position réelle de l'implant au point d'entrée osseux.
- **Déviation à l'apex (mm)** : Écart mesuré entre la position planifiée et la position réelle de l'implant à l'extrémité apicale (pointe de l'implant).
- **Déviation angulaire (°)** : Écart angulaire

Tableau 1 : Implantation standards Cas N°1

| Localisation | Position des implants posés | Déviation au point d'entrée (mm) | Déviation à l'apex (mm) | Déviation angulaire (°) |
|------------------|-----------------------------|----------------------------------|-------------------------|-------------------------|
| Mandibule | 36 | 1,12 | 1,04 | 8.7 |
| Mandibule | 47 | 0,3 | 1,84 | 3.6 |

Tableau 2: Implantation standards Cas N°2

| Localisation | Position des implants posés | Déviation au point d'entrée (mm) | Déviation à l'apex (mm) | Déviation angulaire (°) |
|-------------------|-----------------------------|----------------------------------|-------------------------|-------------------------|
| Maxillaire | 12 | 0,96 | 1,6 | 6.6 |
| Maxillaire | 14 | 1,65 | 0,48 | 1.1 |
| Maxillaire | 15 | 1,44 | 0,84 | 1.6 |
| Maxillaire | 24 | 1,04 | 1,14 | 5.5 |
| Mandibule | 32 | 0,82 | 0,70 | 6.8 |
| Mandibule | 35 | 1,36 | 1,04 | 1.5 |
| Mandibule | 42 | 1,04 | 1,36 | 6.3 |
| Mandibule | 44 | 0,78 | 1,26 | 4.1 |

Tableau 3: Implantation standards Cas N°3

| Localisation | Position des implants posés | Déviation au point d'entrée (mm) | Déviation à l'apex (mm) | Déviation angulaire (°) |
|------------------|-----------------------------|----------------------------------|-------------------------|-------------------------|
| Mandibule | 35 | 0,98 | 0,65 | 5.7 |
| Mandibule | 36 | 1,34 | 1,65 | 4.5 |
| Mandibule | 45 | 0,67 | 1,59 | 4.3 |
| Mandibule | 46 | 1,66 | 1,79 | 0.53 |

Tableau 4: Implantation standards Cas N°4

| Localisation | Position des implants posés | Déviation au point d'entrée (mm) | Déviation à l'apex (mm) | Déviation angulaire (°) |
|------------------|-----------------------------|----------------------------------|-------------------------|-------------------------|
| Mandibule | 33 | 1,55 | 1,67 | 4.2 |
| Mandibule | 35 | 0,81 | 0,11 | 5.6 |
| Mandibule | 43 | 0,79 | 1,52 | 3.6 |
| Mandibule | 45 | 0,48 | 0,96 | 3.8 |

Tableau 5: *Implantation standards Cas N°5*

| Localisation | Position des implants posés | Déviation au point d'entrée (mm) | Déviation à l'apex (mm) | Déviation angulaire (°) |
|--------------|-----------------------------|----------------------------------|-------------------------|-------------------------|
| Maxillaire | 11 | 1,76 | 1,64 | 4.6 |
| Maxillaire | 13 | 0,98 | 1,12 | 2.9 |
| Maxillaire | 21 | 1,93 | 1,98 | 2.9 |
| Maxillaire | 23 | 1,16 | 1,64 | 5.8 |

7.2 Implantologie Zygomatique

Tableau 6: *Implantation zygomatique Cas N°6*

| Localisation | Position des implants posés | Déviation au point d'entrée (mm) | Déviation à l'apex (mm) | Déviation angulaire (°) |
|--------------|-----------------------------|----------------------------------|-------------------------|-------------------------|
| Maxillaire | 13 | 1,21 | 1,58 | 2.5 |
| Maxillaire | 16 | 3,19 | 4,04 | 6.7 |
| Maxillaire | 23 | 1,28 | 3,93 | 0.85 |
| Maxillaire | 26 | 4,09 | 1,37 | 9.8 |

Tableau 7: *Implantation zygomatique Cas N°7*

| Localisation | Position des implants posés | Déviation au point d'entrée (mm) | Déviation à l'apex (mm) | Déviation angulaire (°) |
|--------------|-----------------------------|----------------------------------|-------------------------|-------------------------|
| Maxillaire | 13 | 0,23 | 2,17 | 2.8 |
| Maxillaire | 16 | 1,10 | 2,78 | 1.6 |
| Maxillaire | 23 | 1,28 | 3,93 | 5 |
| Maxillaire | 26 | 4,09 | 1,37 | 6.5 |

Tableau 8: *Implantation zygomatique Cas N°8*

| Localisation | Position des implants posés | Déviation au point d'entrée (mm) | Déviation à l'apex (mm) | Déviation angulaire (°) |
|--------------|-----------------------------|----------------------------------|-------------------------|-------------------------|
| Maxillaire | 13 | 4,48 | 1,51 | 7.5 |
| Maxillaire | 23 | 3,05 | 2,4 | 3.1 |

Tableau 9: Implantation zygomatique Cas N°9

| Localisation | Position des implants posés | Déviation au point d'entrée (mm) | Déviation à l'apex (mm) | Déviation angulaire (°) |
|--------------|-----------------------------|----------------------------------|-------------------------|-------------------------|
| Maxillaire | 16 | 4,25 | 2,11 | 6 |
| Maxillaire | 26 | 1,99 | 2,40 | 3.5 |

Tableau 10: Récapitulatif de tous les implants posés avec les écarts

| Localisation | Position des implants posés | Déviation au point d'entrée (mm) | Déviation à l'apex (mm) | Déviation angulaire |
|--------------------|-----------------------------|----------------------------------|-------------------------|---------------------|
| Mandibule (cas 1) | 36 | 1,12 | 1,04 | 8.7 |
| Mandibule (cas 1) | 47 | 0,3 | 1,84 | 3.6 |
| Maxillaire (cas 2) | 12 | 0,96 | 1,6 | 6.6 |
| Maxillaire (cas 2) | 14 | 1,65 | 0,48 | 1.1 |
| Maxillaire (cas 2) | 15 | 1,44 | 0,84 | 1.6 |
| Maxillaire (cas 2) | 24 | 1,04 | 1,14 | 5.5 |
| Mandibule (cas 2) | 32 | 0,82 | 0,70 | 6.8 |
| Mandibule (cas 2) | 35 | 1,36 | 1,04 | 1.5 |
| Mandibule (cas 2) | 42 | 1,04 | 1,36 | 6.3 |
| Mandibule (cas 2) | 44 | 0,78 | 1,26 | 4.1 |
| Mandibule (cas 3) | 35 | 0,98 | 0,65 | 5.7 |
| Mandibule (cas 3) | 36 | 1,34 | 1,65 | 4.5 |
| Mandibule (cas 3) | 45 | 0,67 | 1,59 | 4.3 |
| Mandibule (cas 3) | 46 | 1,66 | 1,79 | 0.53 |
| Mandibule (cas 4) | 33 | 1,55 | 1,67 | 4.2 |
| Mandibule (cas 4) | 35 | 0,81 | 0,11 | 5.6 |
| Mandibule (cas 4) | 43 | 0,79 | 1,52 | 3.6 |
| Mandibule (cas 4) | 45 | 0,48 | 0,96 | 3.8 |
| Maxillaire (cas 5) | 11 | 1,76 | 1,64 | 4.6 |
| Maxillaire (cas 5) | 13 | 0,98 | 1,12 | 2.9 |
| Maxillaire (cas 5) | 21 | 1,93 | 1,98 | 2.9 |
| Maxillaire (cas 5) | 23 | 1,16 | 1,64 | 5.8 |
| Maxillaire (cas 6) | 13 | 1,21 | 1,58 | 2.5 |
| Maxillaire (cas 6) | 16 | 3,19 | 4,04 | 6.7 |
| Maxillaire (cas 6) | 23 | 1,28 | 3,93 | 0.85 |
| Maxillaire (cas 6) | 26 | 4,09 | 1,37 | 9.8 |
| Maxillaire (cas 7) | 13 | 0,23 | 2,17 | 2.8 |
| Maxillaire (cas 7) | 16 | 1,10 | 2,78 | 1.6 |
| Maxillaire (cas 7) | 23 | 1,28 | 3,93 | 5 |
| Maxillaire (cas 7) | 26 | 4,09 | 1,37 | 6.5 |
| Maxillaire (cas 8) | 13 | 4,48 | 1,51 | 7.5 |
| Maxillaire (cas 8) | 23 | 3,05 | 2,4 | 3.1 |
| Maxillaire (cas 9) | 16 | 4,25 | 2,11 | 6 |
| Maxillaire (cas 9) | 26 | 1,99 | 2,40 | 3.5 |

Tableau 11: Résultats pour les implants zygomatiques

| Statistique | Déviation au point d'entrée (mm) | Déviation à l'apex (mm) | Déviation angulaire (°) |
|-------------------|----------------------------------|-------------------------|-------------------------|
| Moyenne | 2,52 | 2,47 | 4.65 |
| Écart type | 1,50 | 1,01 | 2.69 |
| Minimum | 0,23 | 1,37 | 0.85 |
| Maximum | 4,48 | 4,04 | 9.80 |

Tableau 12: Résultats pour les implants standards

| Statistique | Déviation au point d'entrée (mm) | Déviation à l'apex (mm) | Déviation angulaire (°) |
|-------------------|----------------------------------|-------------------------|-------------------------|
| Moyenne | 1,12 | 1,26 | 4.28 |
| Écart type | 0,43 | 0,49 | 2.04 |
| Minimum | 0,30 | 0,11 | 0.53 |
| Maximum | 1,93 | 1,98 | 8.70 |

Dans le cadre de cette étude, un total de 24 implants dentaires standards ont été posés à l'aide d'un système de réalité augmentée, répartis entre le maxillaire et la mandibule sur cinq cas cliniques distincts. L'analyse des écarts montre une précision globalement satisfaisante, avec une déviation moyenne au point d'entrée de 1,12 mm et une déviation moyenne à l'apex de 1,26 mm. L'écart angulaire moyen s'élève quant à lui à 4,28°, ce qui reste dans les tolérances cliniques acceptables pour ce type de procédure. Les valeurs extrêmes observées montrent une bonne maîtrise de la trajectoire implantaire, avec une déviation minimale au point d'entrée de 0,3 mm et une déviation maximale à l'apex de 1,98 mm. Ces résultats suggèrent que l'utilisation de la réalité augmentée permet une pose d'implants standards avec un niveau de précision comparable aux techniques guidées conventionnelles, tout en offrant une meilleure visualisation en temps réel du site opératoire.

Dans le groupe 2, composé de 12 implants zygomatiques. Les résultats mettent en évidence une variabilité plus marquée dans la précision des poses implantaires. La déviation moyenne au point d'entrée atteint 2,52 mm, tandis que la déviation à l'apex s'élève à 2,47 mm. L'écart angulaire moyen est de 4,65°, soit une valeur légèrement supérieure à celle observée dans le groupe des implants standards. Les écarts maximaux enregistrés confirment cette dispersion, avec une déviation au point d'entrée atteignant 4,48 mm, une déviation à l'apex de 4,04 mm, et une déviation angulaire maximale de 9,8°. Ces résultats traduisent une hétérogénéité plus importante, qui pourrait être liée à des facteurs telles que la difficulté d'accès, la visibilité, la densité osseuse, ou encore l'expérience opératoire sur certaines zones postérieures. Bien que les valeurs restent globalement compatibles avec une pratique clinique maîtrisée, cette série souligne la nécessité d'optimiser les protocoles de calibration, de repérage et de guidage visuel dans les cas plus complexes.

Dans tous les cas étudiés, les structures anatomiques critiques ont été respectées, sans aucune atteinte des zones sensibles telles que les nerfs, les sinus ou les cavités nasales. Les déviations mesurées, bien qu'inévitables en chirurgie implantaire, restent dans des marges cliniquement acceptables pour assurer une stabilité et une fonctionnalité optimales des futures restaurations prothétiques.

En conclusion, les implants posés, qu'ils soient mandibulaires ou maxillaires, offrent un positionnement fiable en lien direct avec le projet prothétique et garantissent une prise en charge chirurgicale sûre et efficace

8. Discussion

L'objectif de cette étude était d'évaluer sur une série de cas l'utilisation de la RA en chirurgie implantaire guidée pour optimiser la précision de la pose implantaire. Actuellement, la formation repose sur quelques séances pratiques réalisées sur des modèles standardisés, qui ne reproduisent pas fidèlement la diversité et la complexité des situations cliniques réelles.

Pour pallier cette limite, nous proposons une simulation implantaire guidée par la réalité augmentée, offrant ainsi aux étudiants la possibilité de s'entraîner autant de fois que nécessaire avant d'intervenir sur un cas réel. Cette approche vise à améliorer leur préparation technique, à renforcer leur confiance et à réduire les erreurs potentielles lors des interventions chirurgicales.

Les écarts observés entre la planification et la pose effective des implants peuvent être attribués à plusieurs facteurs. Tout d'abord, la complexité de protocole notamment dans le cas des implants zygomatiques, augmente significativement le risque de déviation. L'inexpérience du praticien, en particulier dans l'utilisation de la réalité augmentée comme outil de guidage, peut également jouer un rôle important, notamment dans la gestion de la profondeur et de l'angulation. Le choix du matériau utilisé pour la fabrication des guides ou des supports de réalité augmentée peut influer sur la stabilité peropératoire et la précision du calage. D'autres éléments, tel que le mauvais alignement du modèle virtuel avec le réel (tracking), peuvent également introduire des erreurs cumulatives. Il est donc essentiel d'identifier et de maîtriser ces variables pour garantir une pose implantaire fiable et reproductible avec l'assistance de la réalité augmentée.

En comparaison avec la littérature, nos déviations moyennes semblent conformes aux données publiées : par exemple, Vercruyssen et al. rapportent des déviations angulaires de 3 à 4° pour la navigation assistée par ordinateur, ce qui correspond approximativement aux marges observées dans notre étude. Ainsi, nos résultats confirment que la précision obtenue avec la RA est comparable à celle rapportée par d'autres équipes [36].

Les résultats confirment la fiabilité de la technique utilisée. Tous les implants posés respectent la planification initiale et le projet prothétique prévu, sans atteinte des structures anatomiques critiques (nerfs, sinus, cavités nasales). Les déviations observées restent dans des marges cliniquement acceptables, garantissant stabilité et fonctionnalité des restaurations. Cette observation renforce l'idée que l'assistance par RA permet de réduire les risques liés à la pose implantaire, en particulier dans des zones anatomiquement complexes. Ainsi, l'utilisation de modèles imprimés en 3D pour la formation assure un positionnement implantaire précis et une prise en charge chirurgicale plus sécurisée.

Les études montrent que la pose d'implants à main levée présente un risque accru d'erreurs de positionnement, impactant l'axe, la profondeur et la distance inter-implantaire. Vercruyssen et al. ont démontré une précision significativement inférieure par rapport aux techniques assistées par ordinateur [66].

La RA s'impose comme une alternative efficace. Wang et al. ont montré que la navigation par RA offre une précision similaire aux guides chirurgicaux statiques et bien supérieure à la pose à main levée [67]. Chen et coll. confirment que la navigation dynamique en RA améliore le contrôle de la trajectoire implantaire par rapport à la méthode traditionnelle [68].

Cependant, certaines limites doivent être soulignées. La résolution des impressions 3D utilisées dans notre étude était limitée, ce qui peut influencer légèrement le positionnement. De plus, la latence et le coût du matériel restent des obstacles à une adoption large, et la taille de notre cohorte est relativement restreinte, limitant la généralisation des résultats.

Malgré ces limites, cette approche améliore la formation et la précision chirurgicale. Des études sur de plus grandes cohortes semblent indispensables pour confirmer nos résultats et évaluer la réussite implantaire globale.

9. Conclusion

Ce travail, mené sous la forme d'une série de cas, avait pour objectif d'évaluer la faisabilité et l'intérêt d'une planification et d'une pose implantaire assistée par réalité augmentée. Nos résultats confirment la fiabilité de cette approche, avec un positionnement implantaire conforme à la planification initiale et sans atteinte des structures anatomiques critiques. En accord avec la littérature, la réalité augmentée se révèle être une alternative efficace à la pose à main levée, offrant une précision comparable aux guides chirurgicaux statiques et améliorant le contrôle de la trajectoire implantaire. Toutefois, certaines limitations techniques et financières freinent encore son intégration dans les formations et les structures hospitalières. Malgré ces défis, l'utilisation combinée de l'impression 3D et de la réalité augmentée représente une avancée majeure dans l'enseignement de l'implantologie et pourrait à terme transformer les pratiques chirurgicales.

Table des figures

| | | |
|-------------|---|----|
| Figure 1 : | Réalité augmentée de Pokémon go (capture d'écran) | 17 |
| Figure 2 : | : Continuum entre la réalité augmentée et la réalité virtuelle (générée par IA) | 18 |
| Figure 3 : | Visualisation des structures osseuses grâce à la RA (générée par IA) | 21 |
| Figure 4 : | : RA au service de la formation (générée par IA)..... | 21 |
| Figure 5 : | Implants zygomatiques (générée IA)..... | 23 |
| Figure 6 : | Visualisation des sinus sur un Scanner (personnel) | 28 |
| Figure 7 : | Full guide a appui dentaire, vue inférieure à gauche, vue frontale à droite (capture d'écran) 29 | |
| Figure 8 : | Planification implantaire sur le logiciel DTX (capture d'écran) | 30 |
| Figure 9 : | Différents stades de résorption des maxillaires (générée IA) | 32 |
| Figure 10 : | Planification implantaire à partir des données DICOM (capture d'écran)..... | 33 |
| Figure 11 : | Segmentation de données DICOM (capture d'écran)..... | 39 |
| Figure 12 : | Threshold avec un seuil trop bas (capture d'écran)..... | 40 |
| Figure 13 : | Threshold avec un seuil trop haut (capture d'écran)..... | 40 |
| Figure 14 : | Threshold avec le bon seuil (capture d'écran)..... | 41 |
| Figure 15 : | Utilisation de la fonction scissors (capture d'écran) | 41 |
| Figure 16 : | Fichier STL initial (capture d'écran) | 42 |
| Figure 17 : | Épuration du fichier STL (capture d'écran) | 43 |
| Figure 18 : | Modèle final après épuration (capture d'écran)..... | 43 |
| Figure 19 : | Planification implantaire sur DTX (capture d'écran) | 44 |
| Figure 20 : | Coordonnées géométriques ne concordant pas (capture d'écran) | 45 |
| Figure 21 : | Fonction d'alignement sur Blender (capture d'écran) | 46 |
| Figure 22 : | Objet fixe à gauche et objet mobile à droite (capture d'écran)..... | 46 |
| Figure 23 : | Processus pour extruder l'objet et tracer l'axe implantaire (capture d'écran) | 47 |
| Figure 24 : | Axes implantaires extrudés vue de face à gauche et vue supérieure à droite (capture d'écran) 47 | |
| Figure 25 : | Imprimante 3D Sigma (photo personnelle) | 48 |
| Figure 26 : | Scanner de la prothèse amovible seule sur le logiciel 3D slicer (capture d'écran) | 49 |
| Figure 27 : | Fichier STL de la PAC obtenu grâce au scanner (capture d'écran) | 50 |
| Figure 28 : | Matching des fichiers STL et DICOM (capture d'écran) | 51 |
| Figure 29 : | Coupe frontale de la planification avec le dual scan (capture d'écran) | 51 |
| Figure 30 : | Piliers incorporés au modèle pour supporter la gouttière (capture d'écran) | 52 |
| Figure 31 : | Fonction de Boolean sur blender (capture d'écran) | 52 |
| Figure 32 : | Vue latérale de la gouttière avec les parties femelles correspondant aux parties males (capture d'écran)..... | 53 |
| Figure 33 : | Vue frontale de la gouttière avec les parties femelles correspondant aux parties males (capture d'écran)..... | 53 |
| Figure 34 : | Vue inférieure de la planification implantaire optimisée pour la RA (capture d'écran) | 54 |
| Figure 35 : | Vue frontale de la planification implantaire optimisée pour la RA (capture d'écran) | 54 |
| Figure 36 : | Vue latérale de la planification implantaire optimisée pour la RA (capture d'écran) | 55 |
| Figure 37 : | Casque HoloLens 2 | 55 |
| Figure 38 : | Impression modèle mandibulaire et Qr Code (Courtoisie du Dr BOCHET)..... | 56 |
| | | 56 |
| Figure 39 : | Vue clinique via HoloLens 2 lors de l'utilisation de la check-list implantaire (Courtoisie du Dr Bochet) 56 | |
| | | 57 |
| Figure 40 : | Vue clinique via HoloLens 2 lors du forage pilote pour les implants dentaires (Courtoisie du Dr Bochet) 57 | |

| | |
|---|----|
| | 57 |
| Figure 41 : Vue clinique via HoloLens 2 lors du premier forage pour les implants zygomatiques (Courtoisie du Dr Bochet) | 57 |
| | 57 |
| Figure 42 : Vue clinique via HoloLens 2 après la pose pour les implants zygomatiques (Courtoisie du Dr Bochet) 57 | |
| Figure 43 : Vue latérale de la comparaison entre la planification implantaire en rouge et les implants posés en gris 58 | |
| Figure 44 : Vue frontale de la comparaison entre la planification implantaire en rouge et les implants posés en gris 59 | |
| Figure 45 : Vue supérieure de la comparaison entre la planification implantaire en rouge et les implants posés en gris 60 | |

Table des tableaux

| | |
|--|----|
| Tableau 1 : Implantation standards Cas N°1 | 60 |
| Tableau 2: Implantation standards Cas N°2 | 61 |
| Tableau 3: Implantation standards Cas N°3 | 61 |
| Tableau 4: Implantation standards Cas N°4 | 61 |
| Tableau 5: Implantation standards Cas N°5 | 62 |
| Tableau 6: Implantation zygomatique Cas N°6 | 62 |
| Tableau 7: Implantation zygomatique Cas N°7 | 62 |
| Tableau 8: Implantation zygomatique Cas N°8 | 62 |
| Tableau 9: Implantation zygomatique Cas N°9 | 63 |
| Tableau 10: Récapitulatif de tous les implants posés avec les écarts | 64 |
| Tableau 11: Résultats pour les implants zygomatiques | 65 |
| Tableau 12: Résultats pour les implants standards | 65 |

9.1 Bibliographie

1. Tahmaseb A, Wismeijer D, Coucke W, DerkSEN W. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:25-42.
2. Bourdel N, Trampuz A, Ouanounou A, et al. Accuracy of implant placement with computer-aided static, dynamic, and robot-assisted surgery: a systematic review and meta-analysis of clinical trials. *BMC Oral Health*. 2024;24:33.
3. Block MS, Emery RW. Static or dynamic navigation for implant placement—choosing the method. *J Oral Maxillofac Surg*. 2016;74(2):269-77.
4. Jung YH, Cho HB, Zhou Z, et al. Accuracy of Augmented Reality-Assisted Navigation in Dental Implant Surgery: Systematic Review and Meta-analysis. *J Med Internet Res*. 2023;25:e42040.
5. Al-Shehri N, Wismeijer D, van der Waals FJ. Augmented reality (AR) in implant dentistry—A pilot clinical report of two cases. *BMC Oral Health*. 2019;19:71.
6. Lin PY, Chen TC, Lin CJ, Huang CC, Tsai YH. The use of augmented reality (AR) and virtual reality (VR) in dental surgery education and practice: A narrative review. *J Dent Sci*. 2024;19(Suppl 2):S91–S101.
7. Furht B, ed. *Handbook of Augmented Reality*. New York: Springer; 2011. (introduit les principes fondamentaux de la RA en éducation et instruction médicale)
8. Birlo M, Edwards PJ, Clarkson M, Stoyanov D. Utility of Optical See-Through Head Mounted Displays in Augmented Reality-Assisted Surgery: A systematic review. *arXiv*. 2022.
9. Azuma RT. A survey of augmented reality. *Presence Teleoperators Virtual Environ*. 1997;6(4):355-85.
10. Milgram P, Kishino F. A taxonomy of mixed reality visual displays. *IEICE Trans Inf Syst*. 1994;E77-D(12):1321–9.
11. Marescaux J, Rubino F, Arenas M, Mutter D, Soler L. Augmented-reality-assisted laparoscopic adrenalectomy. *JAMA*. 2004;292(18):2214-5.
12. Barsom EZ, Graafland M, Schijven MP. Systematic review on the effectiveness of augmented reality applications in medical training. *Surg Endoscopy*. 2016;30(10):4174-83.
13. Badiali G, Ferrari V, Cutolo F, Freschi C, Caramella D, Bianchi A, et al. Augmented reality as an aid in maxillofacial surgery: validation of a wearable system allowing maxillary repositioning. *J Craniomaxillofac Surg*. 2014;42(8):1970-6.

14. Pratt P, Ives M, Lawton G, Simmons J, Radev N, Spyropoulou L, et al. Through the HoloLens™ looking glass: augmented reality for extremity reconstruction surgery using 3D vascular models with perforating vessels. *Eur Radiol Exp.* 2018;2(1):2.
15. Meola A, Cutolo F, Carbone M, Cagnazzo F, Ferrari M, Ferrari V. Augmented reality in neurosurgery: a systematic review. *Neurosurg Rev.* 2017;40(4):537-48.
16. Moro C, Štromberga Z, Raikos A, Stirling A. The effectiveness of virtual and augmented reality in health sciences and medical anatomy. *Anat Sci Educ.* 2017;10(6):549-59.
17. Meola A, Cutolo F, Carbone M, Cagnazzo F, Ferrari M, Ferrari V. Augmented reality in neurosurgery: A systematic review. *Neurosurg Rev.* 2017;40(4):537-48.
18. Mai HN, Dam VV, Lee D-H. Accuracy of Augmented Reality-Assisted Navigation in Dental Implant Surgery: Systematic Review and Meta-analysis. *J Med Internet Res.* 2023;25:e42040.
19. Al-Shehri N, Wismeijer D, van der Waals FJ. Augmented reality (AR) in implant dentistry—A pilot clinical report of two cases. *BMC Oral Health.* 2019;19:71.
20. Heijtmeijer ST, Glas H, Janssen N, Vosselman N, de Visscher S, Spijkervet F, et al. Accuracy of augmented reality navigated surgery for placement of zygomatic implants: a human cadaver study. *PeerJ.* 2024;12:e18468.
21. Tao BX, Wang F, Shen YH, Fan SQ, Huang W, Wang YP, Wu YQ. Application of real-time surgical navigation for zygomatic implant insertion in patients with severely atrophic maxilla. *J Oral Maxillofac Surg.* 2018;76(1):80-87.
22. Yu H, Shen SGF, Wang X, Zhang S, Zhang L. Augmented reality-guided zygomatic implant placement: A preliminary clinical trial. *J Oral Maxillofac Surg.* 2020;78(4):518-25.
23. Choi JW, Lee HJ, Lee JJ. Comparison of augmented reality-guided implant surgery and conventional implant surgery: A clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2021;32(4):430-7.
24. Mai HN, Dam VV, Lee D-H. Accuracy of Augmented Reality-Assisted Navigation in Dental Implant Surgery: Systematic Review and Meta-analysis. *J Med Internet Res.* 2023;25:e42040.
25. Bajura M, Fuchs H, Ohbuchi R. Merging virtual objects with the real world: Seeing ultrasound imagery within the patient. *Commun ACM.* 2020;58(3):101-9.
26. Tatiya R, Zaki M, Younis A. Emerging innovations in augmented reality for surgery and medical applications. *Journal of Advanced Healthcare Technologies.* 2021;12(2):89-103
27. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Bränemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence; 1985. p. 199–209.
28. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol.* 1991;62(1):2–4.

29. Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa. Biol Width revisited. *J Clin Periodontol.* 1996;23(10):971–3.
30. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1981;1(1):11–25.
31. Association of Dental Implantology. Flap Design. Initial incision, typically a horizontal or crestal incision, is made along the crest of the ridge. London: ADI; [cité 2025 Aug 28]. Disponible via ADI resources.
32. Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol 2000.* 2017;73(1):7–21.
33. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. *Eur J Oral Sci.* 1998;106(1):721–64.
34. Lazzara RJ. Immediate implant placement into extraction sites: surgical and restorative advantages. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1989;9(5):332–43.
35. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Bränemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387–416.
36. D'Haese J, Van De Velde T, Komiyama A, Hultin M, De Bruyn H. Accuracy and complications using computer-designed stereolithographic surgical guides for oral rehabilitation by means of dental implants: A review of the literature. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(3):321–35.
37. D'Haese S, Van De Velde T, Komiyama A, Vandenberghe B, De Bruyn H. Current knowledge about stackable guides: a scoping review. *Int J Implant Dent.* 2024;10:47.
38. Jacobs R, Salmon B, Codari M, Hassan B, Bornstein MM. Cone beam computed tomography in implant dentistry: recommendations for clinical use. *BMC Oral Health.* 2018;18(1):88.
39. D'haese J, Ackhurst J, Wismeijer D, De Bruyn H, Tahmaseb A. Current state of the art of computer-guided implant surgery. *Periodontol 2000.* 2017;73(1):121–33.
40. Van Assche N, Vercruyssen M, Coucke W, Teughels W, Jacobs R, Quirynen M. Accuracy of computer-aided implant placement. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:112–23.
41. Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE. A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(4):73–86.
42. Mohammed Zahid. Prosthodontic management of malpositioned implants – a review. *J Indian Prosthodont Soc.* 2018 Nov;18(Suppl 2):S87–S88.
43. Verstreken K, Van Cleynenbreugel J, Marchal G, Naert I. Computer-assisted planning of oral implant surgery: A three-dimensional approach. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(6):849–58.

44. Tahmaseb A, Wismeijer D, Coucke W, Derkzen W. Computer technology applications in surgical implant dentistry: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29:25-42.
45. Aparicio C, Ouazzani W, Garcia R, Arevalo X, Muela R, Fortes V. A prospective clinical study on titanium implants in the zygomatic arch for prosthetic rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla with a follow-up of 6 months to 5 years. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2006;8(3):114-22.
46. Esposito M, Worthington HV, Esposito M, Grusovin MG, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: dental implants in zygomatic bone for the rehabilitation of the severely deficient edentulous maxilla. *Cochrane Database Syst Rev*. 2013 Sep 11.
47. Bahat O. Osseointegrated implants in the maxillary zygoma: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(2):168-73.
48. Balshi TJ, Wolfinger GJ, Balshi SF. Analysis of 164 zygomatic implants used to rehabilitate severely deficient maxillas with graftless solutions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(2):335-41.
49. Aparicio C, Ouazzani W, Aparicio A, Fortes V, Muela R, Pascual A, et al. Immediate/early loading of zygomatic implants: clinical experiences after 6 to 13 years of follow-up. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2014;16(2):315-25.
50. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dental Clinics of North America*. 2008;52(4):707-30.
51. Nackaerts O, Jacobs R, Lia B, et al. Cone-beam computed tomography (CBCT) for dental and maxillofacial imaging: accuracy and dose considerations. *Imaging Science in Dentistry*. 2010;40(1):1-7.
52. Aparicio C, Ouazzani W, Uribe R, et al. Immediate/early loading of zygomatic implants: clinical experiences after 6 to 8 years of follow-up. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2014;16(5):633-45.
53. Esposito M, Grusovin MG, Felice P, et al. The efficacy of zygomatic implants for prosthetic rehabilitation of the severely resorbed maxilla: a Cochrane systematic review. *European Journal of Oral Implantology*. 2012;5(3):243-57.
54. Tahmaseb A, Wismeijer D, Coucke W, et al. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2014;29:25-42.
55. Smith A, Brown C, Taylor M, et al. The role of technical and cognitive skills in surgical training. *Journal of Surgical Education*. 2018;75(4):345-352.
56. Jones P, Davis R. Stress management and communication in the operating room: a review. *Clinical Surgery Journal*. 2020;12(2):128-135.
57. Glomsaker TB, Søreide K. Surgical training and working time restriction. *Br J Surg*. 2009 Apr;96(4):329-330.

58. Keene AA, et al. Integrating robotic technology into resident training: challenges and recommendations from the front lines. *J Surg Educ.* 2019;76(6):1720–1728.
59. Black P, Thompson M. Innovations in surgical education: blending traditional methods with modern technology. *Medical Education Journal.* 2017;51(3):245-252.
60. Kim S, Park J, Lee H, Choi Y. Augmented reality in surgical education: real-time assistance and advanced visualization. *Journal of Surgical Innovation.* 2022;29(4):512-520.
61. Garcia P, Brown D, Miller J, et al. Simulation-based surgical training: improving confidence and competence. *Surgical Education Journal.* 2019;25(2):150-158.
62. Takahashi H, Watanabe T. Virtual reality in surgical training: a comprehensive review of current applications. *International Journal of Medical Simulation.* 2020;33(1):4559.
63. Park S, Lee J, Kim H, et al. Augmented reality in surgical training: improving accuracy and planning. *Journal of Surgical Innovation.* 2021;29(3):210-219.
64. Chen Z, Wang Y, Zhang L, et al. Real-time assistance with augmented reality in surgical education: a review of current applications. *Surgical Technology International.* 2020;35(4):12-19.
65. Wong J, Patel V. Enhancing surgical training through 3D modeling and virtual simulation: a review of current practices. *Surgical Education and Training Journal.* 2021;28(2):115-123.
66. Vercruyssen M, Coucke W, Naert I, Jacobs R, Teughels W, Quirynen M. Depth and lateral deviations in guided implant surgery: an RCT comparing guided surgery with mental navigation or the use of a pilot-drill template. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(5):543-549.
67. Wang F, Huang W, Zhang W, Zhang X, Zhang W. Accuracy of augmented reality-guided implant placement: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2022;128(5):798-806.
68. Chen X, Xu L, Wang H, Ye H, Xie W, Lin Y. Accuracy of dynamic navigation systems for dental implant placement: a systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2022;116:103878.

Réalité augmentée en implantologie : Optimisation du Workflow et série de cas

/ **Baptiste LONGUEVAL.** - p.79 ; réf. 69

Domaines : Implantologie, Chirurgie, Réalité augmentée.

Mots clés Libres : Modélisation 3D, Pédagogie, Planification implantaire, Blender, Optimisation Holographique.

Résumé de la thèse :

Ce travail, mené sous la forme d'une série de cas, a permis de confirmer la faisabilité et l'intérêt d'une planification et d'une pose implantaire assistée par réalité augmentée. Cette approche se révèle précise, sécurisée et comparable aux techniques de référence, tout en ouvrant de nouvelles perspectives pédagogiques grâce à son association avec l'impression 3D. Malgré certaines limites techniques et économiques freinant encore sa diffusion, la réalité augmentée apparaît comme une innovation prometteuse susceptible de transformer durablement la pratique et l'enseignement de l'implantologie.

JURY :

Président : Pr. Thomas Collard

Assesseurs : Pr Romain NICOT

Dr. Mathilde SAVIGNAT

Dr. Philippe ROCHER

.