

UNIVERSITE TOULOUSE III - PAUL SABATIER
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année : 2018

Thèse n°2018-TOU3-3059

THESE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE
DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par

Romain VISCARDI

Le 29 Octobre 2018

**APPORTS DE LA ROBOTIQUE PASSIVE EN
CHIRURGIE IMPLANTAIRE :
ANALYSE DE DIFFERENTS SYSTEMES ET MISE
EN ŒUVRE CLINIQUE.**

Directeur de thèse : Pr Serge ARMAND

Co-Directeur : Dr Olivier LE GAC

JURY

Président :

Pr Serge ARMAND

1^{er} assesseur :

Dr Philippe CAMPAN

2^{ème} assesseur :

Dr Paul MONSARRAT

3^{ème} assesseur :

Dr Olivier LE GAC



Faculté de Chirurgie Dentaire



→ DIRECTION

DOYEN

Mr Philippe POMAR

ASSESEUR DU DOYEN

Mme Sabine JONJOT

CHARGÉS DE MISSION

Mr Karim NASR

Mr HAMEL Olivier

Mr Franck DIEMER

PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE

Mme Cathy NABET

RESPONSABLE ADMINISTRATIF

Mme Muriel VERDAGUER

→ HONORARIAT

DOYENS HONORAIRES

Mr Jean LAGARRIGUE +

Mr Jean-Philippe LODTER +

Mr Gérard PALOUDIER

Mr Michel SIXOU

Mr Henri SOULET

→ ÉMÉRITAT

Mr Damien DURAN

Mme Geneviève GRÉGOIRE

Mr Gérard PALOUDIER

→ PERSONNEL ENSEIGNANT

Section CNU 56 : Développement, Croissance et Prévention

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

ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE

Professeurs d'Université :

Mme BAILLEUL-FORESTIER, Mr. VAYSSE

Maîtres de Conférences :

Mme NOIRRIT-ESCLASSAN, Mme VALERA, Mr. MARTY

Assistants :

Mme DARIES, Mme BROUTIN

Adjoint d'Enseignement :

Mr. DOMINE, Mme BROUTIN, Mme GUY-VERGER

ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Maîtres de Conférences :

Mr BARON, Mme LODTER, Mme MARCHAL, Mr. ROTENBERG,

Assistants :

Mme YAN-VERGNES, Mme ARAGON

Adjoint d'Enseignement :

Mme DIVOL,

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

Professeurs d'Université :

Mr. SIXOU, Mme NABET, Mr. HAMEL

Maître de Conférences :

Mr. VERGNES,

Assistant:

Mr. ROSENZWEIG,

Adjoints d'Enseignement :

Mr. DURAND, Mlle. BARON, Mr LAGARD

Section CNU 57 : Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

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

PARODONTOLOGIE

Maîtres de Conférences :

Mr. BARTHET, Mme DALICIEUX-LAURENCIN, Mme VINEL

Assistants :

Mr. RIMBERT, Mr. ANDUZE-ACHER

Adjoints d'Enseignement :

Mr. CALVO, Mr. LAFFORGUE, Mr. SANCIER, Mr. BARRE, Mme KADDECH

CHIRURGIE ORALE

Maîtres de Conférences : Mr. CAMPAN, Mr. COURTOIS, Mme COUSTY
Assistants : Mme COSTA-MENDES, Mr. BENAT
Adjoints d'Enseignement : Mr. FAUXPOINT, Mr. L'HOMME, Mme LABADIE, Mr. RAYNALDI,

BIOLOGIE ORALE

Professeur d'Université : Mr. KEMOUN
Maîtres de Conférences : Mr. POULET, Mr. BLASCO-BAQUE
Assistants : Mr. LEMAITRE, Mr. TRIGALOU, Mme. TIMOFEEVA, Mr. MINTY
Adjoints d'Enseignement : Mr. PUISSOCHET, Mr. FRANC, Mr. BARRAGUE

Section CNU 58 : Réhabilitation Orale

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

DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE

Professeur d'Université : Mr. DIEMER
Maîtres de Conférences : Mr. GUIGNES, Mme GURGEL-GEORGELIN, Mme MARET-COMTESSE
Assistants : Mr. BONIN, Mme. RAPP, Mr. MOURLAN, Mme PECQUEUR, Mr. DUCASSE, Mr FISSE
Adjoints d'Enseignement : Mr. BALGUERIE, Mr. MALLET, Mme FOURNIER

PROTHÈSES

Professeurs d'Université : Mr. ARMAND, Mr. POMAR
Maîtres de Conférences : Mr. CHAMPION, Mr. ESCLASSAN, Mme VIGARIOS, Mr. DESTRUHAUT
Assistants : Mr. EMONET-DENAND, Mme. SELVA, Mr. LEMAGNER, Mr. HENNEQUIN, Mr. CHAMPION,
Mr. BOGHANIM, Mr. FLORENTIN, Mr. FOLCH, Mr. GALIBOURG, Mr. GHRENASSIA, Mme LACOSTE-FERRE, Mr. POGEANT, Mr. GINESTE, Mr. LE GAC, Mr. GAYRARD,
Mr. COMBADAZOU, Mr. ARCAUTE, Mme DE BATAILLE,

FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Maîtres de Conférences : Mme JONQOT, Mr. NASR, Mr. MONSARRAT
Assistants : Mr. CANCEILL, Mr. OSTROWSKI, Mr. DELRIEU
Adjoints d'Enseignement : Mr. AHMED, Mme MAGNE, Mr. VERGÉ, Mme BOUSQUET

Mise à jour pour le 03 septembre 2018

Remerciements :

À Clémence, mon amour.

À mes parents, pour leurs encouragements, leur bienveillance et leur soutien sans faille.

À Dominique, pour m'avoir transmis le goût des sciences appliquées et l'amour du travail méthodique.

À ma sœur, pour m'avoir fait partager ce beau métier et dont j'admire la pratique minutieuse et attentionnée.

À mon frère, avec qui j'ai partagé la téméraire aventure du retour aux études et dont le volontariat et l'humour m'inspirent toujours.

À mes grands-parents, à toutes nos poses déjeuner autour de délicieux petits plats, aux moments de détente et autres aventures en famille.

À ma famille, à tous nos moments partagés autour de bons repas.

À Hélène, Guy, Cécile, Pierre, Coyote, Mamina, Panthéa et Jérémy, à nos instants riches en eau de mer, pour la plupart, et à nos bons moments en vacances.

À mes amis des classes préparatoires : Tommy, Frédéric, Christophe, Guillaume, Matthieu, Clément à notre amitié née dans les moments difficiles et aux bons temps que l'on continue de partager d'année en année.

À mes amis de Munich : Emmanuelle, Blandine, Walid, Guillaume à nos inoubliables moments bavarois.

À mes amis de Dallas : Monica, Francesca, Dennis and Maged to the amazing experiences we shared in TI and the friendship we keep despite the distances.

À mes amis de dentaire : Alexandre G, Marianne, Paul, Guillaume, Maxime, Antoine, Lisa, Gaëlle, Jean, Alexandre F, Julie K, Chloé G, Julien, Enzo, Céline, Chloé A, Thomas, Alizée, Nathalie, Élise, Mathieu, Carole et Stéphane.

Aux praticiens qui m'ont accueilli avec générosité et ouvert les portes de leurs cabinets : André Darthez, Philippe Gante, Antonin Hennequin, Henri-Paul Fabas, Jean-Louis Roche, Olivier Le Gac pour m'avoir fait partager leur vision du métier et transmis un peu de leur passion.

À tous ceux qui m'ont aidé à la réalisation de ce travail et qui me font l'honneur d'assister à la soutenance de cette thèse.

À notre président de jury et directeur de thèse,

Monsieur le Professeur Serge ARMAND,

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

C'est un grand honneur de vous avoir comme directeur et président de thèse. Nous vous remercions de votre confiance qu'elle fut durant l'encadrement des travaux pratiques de prothèse fixée et en nous confiant ce sujet. Veuillez trouver ici l'expression de notre profond respect.

À notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur Philippe CAMPAN,

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Responsable de la sous-section de Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie et Réanimation,
- Docteur de l'Université Paul Sabatier,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier,
- Board Européen de Chirurgie Buccale,
- Spécialiste qualifié en Chirurgie Orale.

Nous vous remercions d'avoir si spontanément accepté de siéger dans ce jury. Bien que nous n'ayons que peu travaillé ensemble durant notre cursus, vos enseignements théoriques en chirurgie orale et implantologie nous ont beaucoup apporté.

Vous trouverez ici l'expression de nos sincères remerciements et de notre estime.

À notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur Paul MONSARRAT,

- Maître de Conférences des Universités,
- Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur de l'Université Paul Sabatier,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier.

Nous sommes très honorés que vous ayez accepté de juger ce travail. Veuillez trouver ici tout le témoignage de l'estime que j'ai pour vous. Nous vous remercions pour la bienveillance dont vous avez su faire preuve durant notre reprise du cursus universitaire.

À notre co-directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Olivier LE GAC,

- Chargé d'Enseignement à la faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Attaché Hospitalo-Universitaire.

Nous vous sommes très reconnaissant d'avoir accepté de diriger ce travail. Vous avez su nous accueillir avec générosité et nous faire partager votre expérience clinique lors de votre pratique ainsi que vos séminaires. Vous restez pour nous un modèle de pragmatisme et de technicité. Vous trouverez ici l'expression de notre profond respect.

Table des matières

INTRODUCTION	11
1. PREMIÈRE PARTIE : Les règles de positionnement tridimensionnel des implants	12
1.1. Les impératifs biologiques	12
1.1.1. Positionnement mésio-distal	13
1.1.2. Positionnement vestibulo-palatin	13
1.1.3. Positionnement apico-coronaire	14
1.2. Les impératifs prothétiques	15
1.3. Résumé	16
2. DEUXIÈME PARTIE : Projet prothétique	17
2.1. Méthode conventionnelle	17
2.2. Méthode numérique	18
2.2.1. Le modèle virtuel	19
2.2.2. Projet prothétique virtuel	19
2.2.3. Examen radiologique : CBCT	20
2.2.4. Fusion des fichiers : matching	21
2.2.5. Planification implantaire	21
2.3. Résumé	23
3. TROISIÈME PARTIE : Moyens de placement implantaire	24
3.1. Méthode conventionnelle	24
3.1.1. Manuel sans guide	24
3.1.2. Aide au placement : manuel avec guide	24
3.2. Chirurgie guidée par ordinateur	25
3.2.1. Guides statiques	26
3.2.1.1. Les différents procédés de fabrication	27
3.2.1.2. Les différents types de guides statiques	27
3.2.1.3. Revues de littérature	28
3.2.2. Navigation dynamique ou robotique passive	30
3.3. Résumé	32
4. QUATRIÈME PARTIE : Les systèmes dynamiques de Robotique passive en implantologie	33
4.2. Historique et évolution de la robotique dans le médical	33
4.3. L'apparition de la robotique passive en implantologie	34
4.4. Fonctionnement	35
4.4.1. Repères radio-opaques : système de marquage tridimensionnel	35
4.4.2. Logiciels de planification implantaire	36
4.4.3. Environnement chirurgical	37
4.4.4. Capteurs et instruments	38
4.4.5. Couplage des données cliniques et informatiques : étalonnage des instruments	40
4.4.6. Encombrement chirurgical	42
4.4.7. Interface de navigation	42
4.5. Résumé	43
5. CINQUIÈME PARTIE : Mise en œuvre pratique	45
5.2. Cas clinique : Implant unitaire antérieur encastré au maxillaire	45
5.2.1. Présentation du cas clinique	45

5.2.2	Préparation clinique.....	45
5.2.3	Planification implantaire.....	46
5.2.4	Chirurgie.....	47
5.3	Aspects pratiques de la conversion à la robotique passive	49
5.3.1	Les évolutions	49
5.3.2	Aspect pratique et déroulement des séances	50
5.3.3	Les praticiens concernés	50
5.3.4	Perspectives d'avenir	50
5.4	Résumé.....	51
CONCLUSION.....		52
ANNEXES		53
BIBLIOGRAPHIE		60
Table des figures :		69

INTRODUCTION

Depuis ses débuts dans les années 1980, l'implantologie est passée d'une démarche centrée sur l'anatomie des bases osseuses à une approche orientée sur sa finalité prothétique. Ce changement de dogme s'est opéré pour résoudre des échecs à court, moyen et long terme dont une partie d'entre eux était due à un mauvais positionnement tridimensionnel.

Aujourd'hui, l'omniprésence de moyens de mesure et d'imagerie a permis d'avoir accès à une représentation numérique de l'ensemble des tissus intrabuccaux. Il en résulte un patient virtuel relativement précis offrant de nombreux atouts pour la planification prothétique et implantaire. Désormais, l'enjeu principal réside dans le report en bouche de ce projet prothétique qui se doit d'être le plus fiable possible.

Dans le même temps, la robotique s'est introduite dans les domaines médicaux et développe des instruments permettant d'assister au mieux des gestes chirurgicaux rendus peu invasifs et d'une grande précision. Ces technologies dont les applications cliniques ont vu le jour dans les années 1990 offrent aujourd'hui une grande robustesse et fiabilité.

Cette thèse se propose de s'intéresser à 3 systèmes de robotique passive (IRIS-100®, Navident® et X-Guide®) pour la mise en place d'implants dont la planification est issue d'une réflexion à support numérique. L'enjeu même de la planification étant le bon positionnement tridimensionnel de l'implant, il conviendra de revenir sur les impératifs biologiques et prothétiques. Dans un premier temps, une partie sera consacrée aux tissus péri-implantaires et leurs volumes nécessaires à une bonne stabilité implantaire. Seront ensuite abordées les exigences découlant du projet prothétique. Une approche conventionnelle puis numérique de la réalisation du projet prothétique sera présentée.

Il s'en suivra une partie consacrée aux différentes méthodes dont disposent les chirurgiens pour aboutir au placement implantaire planifié. La méthode manuelle avec et sans guide sera abordée. Puis, seront présentées les méthodes numériques avec les chirurgies réalisées à l'aide de guides statiques et l'utilisation de la navigation guidée.

Il sera ensuite présenté quelques-uns des systèmes de robotique passive actuellement sur le marché en précisant leurs modes de fonctionnement et leurs caractéristiques d'aide au guidage chirurgical. Il semble pertinent de s'attarder sur les performances de ces systèmes ainsi que leurs impacts sur l'environnement chirurgical et leur ergonomie.

Enfin sera présenté un cas clinique et une discussion sur les enjeux que représente une conversion à la chirurgie guidée par robotique passive.

1. PREMIÈRE PARTIE : Les règles de positionnement tridimensionnel des implants

Le positionnement tridimensionnel est fonction de plusieurs paramètres : le site receveur, l'implant et le type de prothèse. Positionné de façon adéquate, l'implant est alors un facteur de stabilité des tissus péri-implantaires. D'un point de vue biologique, il est important de positionner l'implant dans un environnement muqueux riche en tissus kératinisés et comprenant un volume osseux assez important pour assurer une vascularisation intrinsèque.

Afin de définir le positionnement idéal pour un implant dans son environnement, il paraît primordial de comprendre l'environnement biologique nécessaire à la pérennité de l'implant.

1.1. Les impératifs biologiques

Les impératifs biologiques découlent de la nature de l'environnement péri-implantaire comprenant la gencive, l'os et l'espace biologique.

Les caractéristiques de l'espace biologique dentaire et péri-implantaire étant :

Espace biologique	Dent	Implant
Hauteur	Plus de 2mm	3 à 4mm
Épithélium de jonction	1,14mm (1)	1,5 à 2mm (2)
Attache conjonctive	1,04mm (1) <ul style="list-style-type: none"> • Moins riche en collagène et plus de fibroblaste • Présence de desmodonte 	1 à 2 mm (2) <ul style="list-style-type: none"> • Riche en collagène et pauvre en fibroblastes. • Absence de desmodonte
Fibres de collagène	Perpendiculaire au cément	Orientation parallèle à l'implant
Vascularisation	<ul style="list-style-type: none"> • Desmodonte • Supracrestal • Périosté 	<ul style="list-style-type: none"> • Supracrestale • Périosté
Attache épithélio-conjonctive	Sertissage parodonte à la dent, cohésion et protection du parodonte	État de fausse poche

Tableau 1 : Comparaison de l'espace biologique dentaire et péri-implantaire.

Il résulte de ces différences biologiques des règles de positionnement tridimensionnel permettant le respect de l'espace biologique et la pérennité les tissus péri-implantaires.

1.1.1. Positionnement mésio-distal

Suite aux travaux de Tarnow et al (3) sur la résorption osseuse péri-implantaire, il est admis qu'une épaisseur minimum de 1,5mm d'os autour de l'implant est nécessaire en situation d'encastrement dentaire.

En cas de non-respect de cette distance minimale, une perte de l'os vertical est à prévoir avec par conséquent la disparition des papilles de par le manque de vascularisation des septa.

Dans le cas de grandes restaurations implantaire et donc lorsque plusieurs implants sont envisagés, Tarnow et al (3) ont également montré qu'il faut prévoir un espacement de 3mm entre chaque implant.



Figure 1 : Illustration du positionnement mésio-distal d'un implant unitaire antérieur en position d'encastrement d'après Buser (4).

1.1.2. Positionnement vestibulo-palatin

De façon générale, l'implant doit émerger au centre de la crête osseuse.

En ce qui concerne le secteur maxillaire antérieur, le point d'émergence est légèrement décalé en palatin afin de conserver une bonne épaisseur de tissus osseux en vestibulaire. Il est nécessaire de mettre en œuvre une barrière osseuse vestibulaire strictement supérieure à 2 mm comme il a été montré dans l'étude de Qahash et al (5) pour compenser la diminution de trophicité.

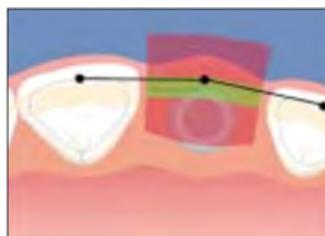


Figure 2 : Illustration du positionnement vestibulo-palatin d'un implant unitaire antérieur en position d'encastrement d'après Buser (4).

En ce qui concerne les autres sites d'implantation, il est préconisé une largeur de crête osseuse au moins égale au diamètre de l'implant plus 1mm (6) de part et d'autre.

Tout comme énoncé précédemment, en cas de non-respect de ces règles, la vascularisation osseuse étant trop faible, une résorption osseuse et une récession ont une forte probabilité de se produire.

1.1.3. Positionnement apico-c coronaire

L'enfouissement de l'implant dépend de plusieurs paramètres comme illustré ci-dessous :

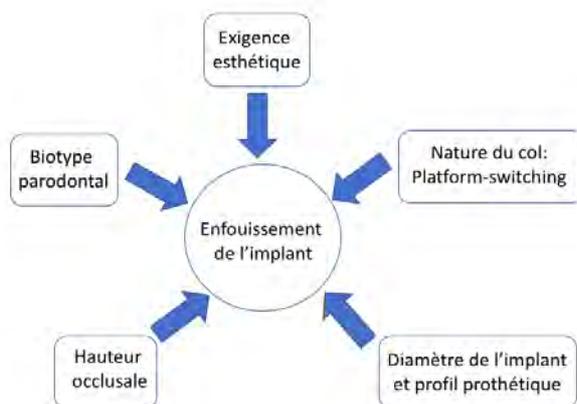


Figure 3 : Illustration adaptée d'après le manuel d'implantologie clinique 2^e édition (7).

Ainsi, pour déterminer la position apico-c coronaire d'un implant, il convient de prendre en compte :

- La nature du biotype parodontal avec la profondeur du sulcus des dents adjacentes à laquelle il faut ajouter 3mm correspondant à l'espace biologique péri-implantaire.
- Le collet clinique de la future prothèse qui doit concorder avec les collets des dents bordant le site implanté.
- La nature du col implantaire avec dans le cas de platform-switching, une mise en place infracrestale dont la profondeur est liée au diamètre de l'implant et au profil d'émergence souhaité.



Figure 4: Illustration de l'enfouissement implantaire et sa répercussion sur le positionnement du collet anatomique, extrait de « La restauration unitaire antérieure en implantologie » (8).

En cas de mauvais positionnement vertical, il peut apparaître des complications de type : perte osseuse en forme de cratère, rapport implant/couronne défavorable et/ou formation de poche infra-osseuse (7).

De façon plus générale, le positionnement vertical doit se tenir à distance des obstacles anatomiques :

- Dans les cas d'implantations au maxillaire, il est toléré une pénétration de 1 à 2mm dans le sinus sans qu'il y ait effraction de la membrane.
- À la mandibule, une distance de sécurité de 2 mm du nerf alvéolaire inférieur est à respecter.

L'ensemble de cette réflexion sur l'environnement biologique lors de la mise en place d'implants est à corrélérer avec le protocole d'implantation, car dans des cas de sites non cicatrisés, il est nécessaire d'anticiper des lyses osseuses physiologiques.

1.2. Les impératifs prothétiques

Le strict respect des impératifs biologiques ne suffit pas au succès d'une réhabilitation implantaire. La prothèse induit également des impératifs de positionnement qui se retrouvent principalement au niveau de l'axe implantaire. Le meilleur positionnement de l'implant correspond à un assemblage transvissé qui permet une répartition des charges occlusales en accord avec la fonction des dents à remplacer.

Naturellement, l'axe de positionnement de l'implant passe par la face occlusale des dents cuspidées et la face palatine/linguale des dents antérieures. Plus précisément par les cuspides palatines des molaires et prémolaires maxillaires, ou du sillon des molaires et prémolaires mandibulaires prothétiques. Avec un tel positionnement, tout surcontour prothétique est évité écartant ainsi des difficultés de maintenance.

De la même façon, les contraintes de cisaillement sont minimisées, évitant une sollicitation excessive du joint prothétique mais également de l'os. Dans le cas où ces axes de contraintes ne sont pas respectés il peut être attendu des complications d'ordre :

- Mécanique pouvant entraîner des dévissages, descelllements et parfois même des fractures de la prothèse.
- Biologique par colonisation bactérienne.

Le bon positionnement permet également de réaliser un profil d'émergence harmonieux avec une bonne répartition des tissus mous et un espace suffisant au complexe suprastructure/couronne.

1.3. Résumé

Pour chaque édentement à solution implantaire correspond un positionnement implantaire idéal. Ce positionnement répond aux règles biologiques nécessaires à la santé parodontale péri-implantaire et dont l'axe est en accord avec le projet prothétique. Il est donc nécessaire de réaliser un projet prothétique robuste en parfaite concordance avec l'environnement biologique pour assurer la stabilité des tissus péri-implantaires et la pérennité de la prothèse.

2. DEUXIÈME PARTIE : Projet prothétique

Avant toute réflexion sur la faisabilité de la réhabilitation implantaire il convient d'écartier toute contre-indication d'ordre général à la chirurgie grâce au questionnaire médical. Il est également important de s'assurer qu'il n'y ait pas d'obstacle physique à la chirurgie comme une limitation d'ouverture buccale.

Il s'en suit l'examen clinique ayant pour but l'analyse de l'état parodontal général, muqueux et occlusal qui se doit d'être en accord avec un traitement implantaire. Une fois ces prérequis validés, la réflexion prothétique peut être initiée.

2.1. Méthode conventionnelle

La confection du projet prothétique débute par la réalisation de modèles d'étude. L'empreinte peut être réalisée à l'aide de différents matériaux présentant des caractéristiques de précision et de justesse variables (9).

Les modèles sont ensuite coulés puis montés sur articulateur et mis en occlusion. Il s'en suit la matérialisation du projet prothétique à l'aide de cire par addition (wax-up) ou de dents du commerce. Il ne manque plus qu'à valider le schéma occlusal. C'est à ce moment que peuvent apparaître des manques de tissus parodontaux auxquels il convient de remédier.



Figure 5 : Exemple de projet prothétique avec wax-up (10).

Une fois le projet prothétique simulé, il y a souvent réalisation d'une prothèse transitoire pour valider fonctionnellement et phonétiquement le projet. Il y a ensuite création d'un guide comprenant des caractéristiques radiologiques permettant la matérialisation de certains éléments du projet prothétique lors de l'examen radiologique. Le guide radiologique est souvent un duplicata du projet prothétique auquel sont ajoutés des matériaux radio-opaques.



Figure 6 : Exemple de guide radiologique (10).

Il est primordial que ce guide soit stable en bouche et que son positionnement soit reproductible pour éviter l'introduction de biais lors de l'acquisition radiologique. C'est de cette façon qu'a lieu la confrontation du projet prothétique avec l'anatomie des bases osseuses du patient.

Une fois les planches radiologiques communiquées au praticien, celui-ci y superpose des calques d'implants et fait ainsi son choix sur l'implant le mieux adapté à la situation (diamètre, longueur et connectique) et l'éventuelle nécessité d'aménagements osseux.



Figure 7 : Planche radiographique avec coupes coronales et calque d'implants.

Cette méthode permet une appréciation globale de la concordance du projet prothétique avec le site implantaire mais ne rend néanmoins pas possible une planification rigoureuse.

2.2. Méthode numérique

Le recours à une planification implantaire numérique a permis de passer d'une étude à support bidimensionnel à une étude volumique virtuelle permettant entre autres (11) :

- Une meilleure concordance entre les sites implantaires planifiés et les sites implantés ;
- Une meilleure prédictibilité pour le choix des implants ;
- Une meilleure prévisibilité des complications anatomiques.

La numérisation de la planification implantaire a également révolutionné le « workflow » du praticien et sa communication avec les prothésistes, permettant une grande flexibilité et une fluidité des échanges. Ce flux de travail peut être entièrement ou partiellement numérique.

2.2.1. Le modèle virtuel

Les étapes du projet prothétique numérique sont en tout point identiques à celles de la méthode conventionnelle, seul le support d'exploitation est différent. De la même façon, la réflexion initiale est engagée avec la réalisation de modèles de travail. Ils peuvent être numérisés de deux façons :

- En méthode directe grâce à l'empreinte optique réalisée à l'aide d'une caméra intrabuccale. Il existe de nombreux modèles et différentes technologies de scanners intraoraux :
 - Confocale ;
 - A triangulation laser ;
 - A focalisation / défocalisation non colinéaire.

Aujourd'hui, certains scanners intra-oraux démontrent des propriétés compatibles avec les besoins cliniques. Dans le cas du scan d'une arcade complète, certaines valeurs de justesse moyenne sont de 40 μm et d'une précision moyenne de 35 μm (12).

- En méthode indirecte : l'empreinte est réalisée de manière conventionnelle et les modèles sont ensuite coulés et scannés en laboratoire.

Les scanners de table présentent des valeurs de précision et de justesse similaires à celles des scanners intraoraux (13).

Dès lors, nous disposons d'un modèle tridimensionnel numérique intra-oral au format « Standard Tessellation Language » (STL) comparable aux modèles en plâtre classique. Les arcades sont ensuite mises en occlusion et la planification prothétique peut débuter. Cette approche partiellement ou intégralement numérique permet de s'adapter aux habitudes du praticien tout en les optimisant.

2.2.2. Projet prothétique virtuel

La simulation du futur projet prothétique peut être réalisée à l'aide de logiciels spécialisés et dédiés aux prothésistes ou grâce aux softwares de planification implantaire qui incluent la possibilité de réalisation de wax-up virtuel.

Actuellement, la plupart des logiciels de planification implantaire permettent uniquement la modélisation et la modification de la partie coronaire de la dent. De plus, ils manquent d'adaptabilité face à des cas de fortes récessions, d'édentement de grande étendue et autres cas plus complexes.

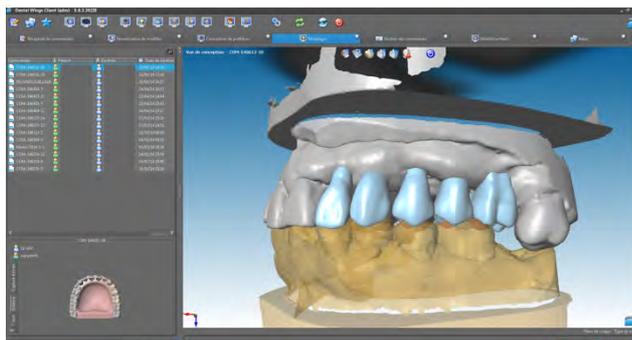


Figure 8 : Exemple de conception de projet prothétique sur Dental Wings®.

De tels projets entièrement numérisés permettent une coordination plus rapide entre le chirurgien-dentiste et le prothésiste et évitent également des problèmes de transmission et de partage de données.

Néanmoins, la question de la fiabilité du projet prothétique entièrement numérisé peut être soulevée. En effet, l'essayage fonctionnel et tout spécialement phonétique dans les cas antérieurs mérite une application clinique avant d'être validé.

Enfin, il est possible de numériser directement en bouche le projet déjà présent sous la forme d'une prothèse partielle amovible ou même de la dent initialement présente. Cette approche permet de faire l'acquisition d'un projet prothétique déjà validé.

2.2.3. Examen radiologique : CBCT

La radiographie tridimensionnelle (au format DICOM : « Digital Imaging and Communications in Medicine ») est quasi systématiquement réalisée à l'aide d'un Cone Beam (CBCT) très largement répandu aujourd'hui, laissant peu de place aux scanners.

L'examen permet d'identifier les obstacles anatomiques, mais également de fournir des informations sur la nature des volumes osseux disponibles. La résolution de l'image correspond à la taille des voxels qui ont la propriété d'être isotropiques. Actuellement, les CBCT atteignent des résolutions de 75 μ m à 400 μ m. Néanmoins, la plupart des CBCT à visée implantaire sont aujourd'hui réalisés avec une résolution avoisinant les 300 μ m permettant également un examen moins irradiant.

Les images fournies par le CBCT sont soumises à de nombreuses imperfections et peuvent induire des erreurs lors de la planification. Il convient de se pencher sur ces défauts pour en comprendre l'impact lors de la planification implantaire. Les artefacts sont de plusieurs natures :

- L'absence de rendu radio : « extinction artefacts » ;
- Les effets de durcissement de faisceaux : « beam hardening artefacts » ;
- Les effets de repliement : « aliasing artefacts » ;
- Les artefacts annulaires : « ring artefacts » ;
- Les artefacts cinétiques : « movement artefacts » (14).

De plus, il convient de rester prudent face à l'interprétation d'images de sites osseux en cours de cicatrisation. De la même façon, les radiographies où apparaissent des biomatériaux ne permettent aucune conclusion sur leur état d'intégration.

Enfin, Il est également important de s'assurer que le logiciel d'exploitation de la radiographie tridimensionnelle ne limite pas la précision de reconstruction.

2.2.4. Fusion des fichiers : matching.

L'étape suivante est la superposition ou le « matching » du modèle intra-oral avec le modèle radiographique créant ainsi un patient virtuel comme présenté pour la première fois par Joda et al en 2015 (15).

Le fichier de données surfaciques STL est fusionné avec les données volumiques issues du CBCT. Pour cela, il existe différentes méthodes : soit par reconnaissance automatique du logiciel, soit manuellement avec l'identification de points remarquables sur les deux modèles comme par exemple des cuspidés. Il est important que ces points soient largement répartis sur l'arcade et situés sur des plans différents.

Schnutenhauss et al (16) ont montré qu'il existe une précision de 200µm lors du matching.

D'autres études se sont intéressées à la qualité des données issues du fichier DICOM et à leurs répercussions lors du matching.

Ainsi, dans des cas de forte présence de métal comme les cas orthodontiques illustrés par Nkenke et al (17) il y a une perte de précision supplémentaire évaluée à 140µm lors du matching. Ces chiffres sont confirmés par l'étude de Flüggé et al (18).

Une fois les fichiers STL et DICOM fusionnés, le chirurgien-dentiste possède les informations concernant : les tissus durs, les tissus mous et le projet prothétique. Tous les éléments sont alors réunis pour réaliser la planification implantaire.

2.2.5. Planification implantaire

Le praticien possède alors un modèle tridimensionnel du projet prothétique, des tissus mous et des volumes osseux au sein d'un même fichier. Le choix implantaire se fait alors en fonction des informations concernant :

- Le collet clinique du projet prothétique ;
- L'épaisseur des tissus mous ;
- Le volume osseux disponible ;
- L'espace mésio-distal ;
- L'axe d'émergence de l'implant en fonction du projet prothétique.

Le choix de l'implant se fait soit via une bibliothèque exhaustive fournie par le logiciel, soit à l'aide de gabarits d'implants. L'implant est positionné dans le volume osseux de façon à répondre aux exigences biologiques et prothétiques. Pour aider au respect des règles biologiques, certains logiciels modélisent une limite à 1,5mm et à 3mm du bord de l'implant. L'axe implantaire est prolongé en direction coronaire de manière à visualiser le point d'émergence dans le corps de la couronne. Certains outils du logiciel permettent de :

- Mesurer des distances et des angles ;
- Paralléliser les implants entre eux ;
- Faire apparaître des zones de conflits en cas de proximité avec certains éléments anatomiques.

2.3. Résumé

La réalisation d'un projet prothétique implantaire entièrement numérique permet une meilleure appréciation des éléments nécessaires à la planification implantaire. Néanmoins, la précision de cette procédure reste fortement dépendante des biais introduits tout au long de la chaîne numérique, qu'il convient donc de minimiser.

	Flux conventionnel	Numérisation par scanner de laboratoire	Flux entièrement numérique
Prise d'empreinte :	++	++	
Coulée du maître modèle :	+	+	
Cires diagnostiques	+++	+++	
Fabrication du guide radiologique	++++		
Numérisation du maître modèle et du montage diagnostic		++	
Empreinte optique intra-orale			++
Radiographie 3D : CBCT	++/+++	++/+++	++/+++
Présence d'artefacts métalliques		++	++
Processus de fusion des données : matching		++	++
Planification	++++	++	++

Tableau 2 : Erreurs potentielles des différents flux de travail.

- + $\approx 10\mu\text{m}$
- ++ $\approx 100\mu\text{m}$
- +++ $\approx 500\mu\text{m}$
- ++++ $\approx 1\text{mm}$

3. TROISIÈME PARTIE : Moyens de placement implantaire

Le report de la planification en bouche peut être réalisé par différents moyens introduisant des biais qu'il convient d'identifier pour choisir le moyen de placement le mieux adapté à la situation clinique et aux exigences du praticien.

3.1. Méthode conventionnelle

3.1.1. Manuel sans guide

La transformation du projet prothétique en mise en place physique des implants est souvent difficile à mettre en œuvre de par la limitation de la visualisation du praticien dans l'espace (19). Le placement manuel requiert une excellente dextérité et une grande expérience. Un lambeau de pleine épaisseur est souvent réalisé afin d'avoir une meilleure appréciation de la nature et de l'anatomie des crêtes osseuses. L'axe de forage est déterminé en se référant aux dents adjacentes lorsqu'elles sont présentes. L'utilisation de jauges de profondeur ou guides de parallélisme est très utile dans cette pratique pour s'assurer du bon axe de forage.

Scherer et al (20), ont montré dans une étude porcine *in-vitro* que le placement implantaire manuel est moins précis que le placement à l'aide de guide chirurgical, surtout pour les praticiens peu expérimentés.

3.1.2. Aide au placement : manuel avec guide

Les prothésistes dentaires peuvent réaliser des guides chirurgicaux en résine acrylique permettant une aide à la pose d'implant manuelle. Il est possible de les réaliser en créant un duplicata des prothèses amovibles temporaires ou en utilisant directement le guide radiologique. Une fois ces guides réalisés, ils sont perforés selon l'axe implantaire et le diamètre du foret pilote. Néanmoins, il est nécessaire de vérifier systématiquement leur ajustage en bouche et de réaliser des retouches pour permettre leur mise en place correcte.



Figure 9 : Photo d'un guide chirurgical (21).

Ces guides sont relativement simples à fabriquer, à utiliser et ne nécessitent pas d'investissement pour l'acquisition de matériel supplémentaire au cabinet dentaire. Les guides chirurgicaux de laboratoires s'avèrent utiles pour repérer l'émergence implantaire mais incompatibles avec la réalisation d'une procédure intégralement guidée.

Sarment et al (22) ont réalisé une comparaison entre le placement implantaire à l'aide de guides conventionnels et de guides réalisés par informatique. L'étude conclut à une supériorité en termes de précision pour les implants placés à l'aide de guides réalisés par conception et fabrication assistées par ordinateur (CFAO).

Il existe de nombreuses situations où la précision du positionnement implantaire améliore grandement le résultat final :

- La gestion des volumes osseux réduits comme dans les zones périsinusales ;
- L'existence d'un gradient important de densité compromettant la mise en place précise de l'implant aux dépens de la zone de plus faible densité ;
- La procédure d'extraction-implantation où une exploitation optimisée du volume alvéolaire est primordiale ;
- En zone esthétique où un excellent positionnement tridimensionnel de l'implant est obligatoire pour un bon résultat esthétique.

L'ensemble de ces raisons justifie l'intérêt porté aujourd'hui à la chirurgie guidée par ordinateur.

3.2. Chirurgie guidée par ordinateur

En 1988, Columbia Scientific Inc, a introduit le premier logiciel de visualisation de radio 3D et cinq ans plus tard le premier logiciel de planification implantaire : Siplant®.

Les logiciels, souvent en ligne ou téléchargeables permettent de superposer les images radiologiques au format DICOM et les fichiers STL.

Il y a possibilité de réaliser le wax-up virtuel et de simuler la position implantaire afin de s'assurer du positionnement idéal correspondant au projet prothétique.

Quelques logiciels de planification implantaire sont listés ci-dessous :

Logiciel	Fabricant
360ips®	360Imaging, USA
3shape implant studio®	3shape, Danemark
Accuguide ®	UniGuide Dental
BlueSkyPlan®	BleuSkyBio, USA
Camlog Guide®	Camlog Biotechnology, Suisse
CoDiagnostiX®	IVS Solution, Allemagne
EasyGuide®	Keystone Dental, USA
Invivo5®	Anatamage, USA
NobelClinician®	Nobel Biocare, Suisse
Romexis®	Planmeca Inc, USA
Simplant ®	Dentsply Sirona, Allemagne
SMOP®	Swissmedia, Suisse

Tableau 3 : Logiciels de planification implantaire.

Très souvent, les logiciels de planification sont payants avec possibilité de mensualisation. Le seul logiciel actuellement gratuit est BlueSkyPlan®.

3.2.1. Guides statiques

Aujourd'hui, la majorité des fabricants d'implants proposent une aide informatisée à la planification implantaire ainsi que la commercialisation du guide chirurgical modélisé par le software.

Les guides statiques sont créés informatiquement et se fixent sur l'arcade permettant ainsi un report du projet planifié de façon assez précise. Pour sa création le guide est, soit créé à partir du fichier DICOM issu du CBCT, soit à partir du fichier STL issu de l'empreinte optique une fois celui-ci fusionnée avec la radiographie tridimensionnelle.



Figure 10 : Guide statique réalisé par conception et fabrication assistées par ordinateur (23).

3.2.1.1. Les différents procédés de fabrication

Le guide peut être réalisé de différentes façons :

- Stéréolithographie ;
- Impression 3D ;
- Impression par changement de phase thermique ;
- Impression par jet de photopolymères ;
- Usinage.

Aujourd'hui, la majeure partie des guides est réalisée par stéréolithographie SLA (Stéréolithographie Apparatus). La polymérisation est réalisée par la déflexion d'un laser à la surface d'une résine photosensible. Sa précision est liée à la capacité de mouvement de la plateforme supportant la résine. L'épaisseur des strates varie entre 50 et 150 μ m (24).

3.2.1.2 Les différents types de guides statiques

En fonction du type de réhabilitation prothétique à réaliser, ainsi que des habitudes du chirurgien, les guides peuvent prendre plusieurs formes avec :

- Des « guides à manchon pilote » ou « partiellement guidés » de pointage avec passage du foret pilote uniquement ;
- Des « guides manchons dans manchons » entièrement guidés avec différentes douilles pour les différents diamètres de forets ;
- Des « guides à trousse spécifique » entièrement guidés avec le changement de « cuillères » nécessitant une trousse chirurgicale propre au fabricant.

De nombreuses études ont été publiées permettant la comparaison des différents systèmes. Les études portant sur la précision des guides comparent les paramètres suivants :

- La déviation à l'entrée ;
- La déviation à l'apex ;
- La déviation en profondeur ;
- La déviation angulaire.

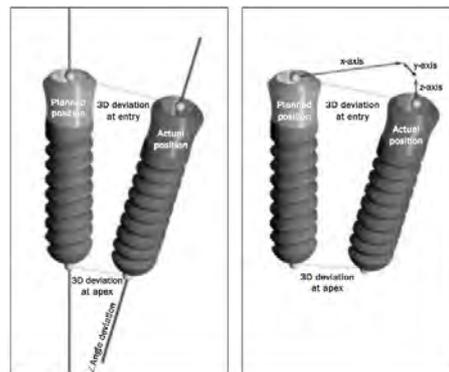


Figure 11: image illustrant les différents paramètres de comparaison de placement implantaire (25).

En 2015, Geng et al (26) se sont penchés sur la différence de précision des guides entre eux et ont montré que les guides permettant une chirurgie entièrement guidée sont d'une précision équivalente aux guides à foret pilote.

Type de guide	Nombre d'implants	Déviations à l'entrée (en mm)	Déviations à l'apex (en mm)	Déviations en profondeur (en mm)	Déviations angulaires (en °)
Partiellement guidé	29	0,54 ± 0,50	0,81 ± 0,64	0,31 ± 0,72	2,56 ± 2,23
Entièrement guidé	30	0,89 ± 0,78	1,10 ± 0,85	0,24 ± 0,54	2,9 ± 3,0

Tableau 4 : Récapitulatif de l'étude de Geng et al (26).

Ces résultats viennent renforcer l'étude de Kühl et al en 2013 (27) menant à la même conclusion.

Les guides chirurgicaux peuvent être à différents appuis, en fonction des différentes situations cliniques et des habitudes du chirurgien :

- A appuis dentaire ;
- A appuis muqueux ;
- A appuis osseux.

Les différents guides subissent une importante variation de stabilité durant la chirurgie ce qui se retrouve au niveau de la précision de la mise en place des implants. Les études de Ozan et al (28) et Geng et al (26) ont montré qu'il existe une variation de précision en fonction du support du guide. Les guides à support dentaire permettent une meilleure précision que les guides à support muqueux et osseux :

Type de guide	Nombre d'implants	Déviations à l'entrée (en mm)	Déviations à l'apex (en mm)	Déviations Angulaires (en °)
Support dentaire	30	0,87 ± 0,4	0,95 ± 0,6	2,91 ± 1,3
Support muqueux	30	1,06 ± 0,6	1,6 ± 1	4,51 ± 2,1
Support osseux	50	1,28 ± 0,9	1,57 ± 0,9	4,63 ± 2,6

Tableau 5 : Récapitulatif de l'étude de Ozan et al (28).

3.2.1.3 Revues de littérature

La revue de littérature réalisée par Tahmaseb et al en 2014 (25) (annexe 1) s'est intéressée à l'ensemble des études faites sur les guides statiques réalisés par ordinateur et a montré que :

- En ce qui concerne la précision : l'erreur à l'entrée est en moyenne de : 1,12mm et l'erreur à l'apex est en moyenne de 1,39mm ;
- Il est reporté un taux d'échec de 2,7% des cas à 12 mois ;
- 36,4% des cas font état de complications durant la phase opératoire ou prothétique.

La revue de littérature de Colombo et al de 2017 (29) s'est concentrée uniquement sur les essais randomisés réalisés sur la pose d'implants assistée par ordinateur à l'aide de guides statiques. Seulement deux études ont été retenues concluant que :

- Le taux de survie des implants posés avec les guides est le même que sans guide ;
- Les complications post-opératoires sont moins nombreuses chez les patients traités avec l'utilisation de guides statiques réalisés par CFAO.

La revue de littérature de Schneider et al en 2009 (30) (annexe 2) présente les éléments suivants concernant les guides statiques réalisés informatiquement :

- Une précision estimée : à l'entrée en moyenne à : 1,07mm, et à l'apex en moyenne à : 1,63mm, ainsi qu'une déviation angulaire moyenne de : 5,26°.
- Pas de différence statistiquement significative entre les différentes méthodes de production du guide.
- Pas de différence significative concernant le type de support des guides.

Suite à cette revue de littérature, les auteurs se sont intéressés aux principales contraintes rencontrées lors de l'utilisation des guides qui sont résumées dans le tableau ci-dessous :

Nature de la complication	Complication (%)	Patients (%)
Accès insuffisant	25,6	2,3
Greffe osseuse nécessaire	20,5	1,9
Fenestration	7,7	0,7
Fracture du guide chirurgical	7,7	0,7
Manque de stabilité primaire	2,6	0,2
Insertion d'implant plus large	5,1	0,5
Insertion d'implant plus court	2,6	0,2
Insertion d'implant moins large	2,6	0,2
Impossibilité de placer l'implant	2,6	0,2
Infection des sites forés	7,7	0,7
Sinusite aigue	5,1	0,5
Fistule marginale	2,6	0,2
Fistule bucco-sinusienne	2,6	0,2
Douleurs prolongées	2,6	0,2
Défaut gingival	2,6	0,2
TOTAL	100	9,1

Tableau 6 : Principales contraintes lors de l'utilisation de guides statiques (30).

Parmi les limites de ces guides, il est principalement reproché (31) (30) (32) :

- La stabilité du guide sur les dents restantes et la muqueuse lors de la chirurgie ;
- L'utilisation du guide pour la pose d'implant en zones postérieures avec la dentition antagoniste qui limite l'espace utilisable lors de la chirurgie ;
- Le manque d'irrigation de la zone implantaire.

De plus, certains distributeurs commercialisent des portes implants plus larges que les orifices des guides rendant impossible le guidage de la pose d'implants.

Face à ces problèmes d'ordre pratique, il convient d'explorer une autre piste pour reporter en bouche le planning implantaire : la chirurgie guidée par robotique passive.

3.2.2 Navigation dynamique ou robotique passive

Au début des années 2000, apparaissent les premières chirurgies implantaires dynamiquement guidées avec la mise sur le marché de Robodent® et DenX IGI®. Ces systèmes fonctionnent grâce à des capteurs permettant la géolocalisation de la pièce à main chirurgicale en fonction du maxillaire du patient et ce en temps réel. Cette nouvelle approche chirurgicale permet ainsi de dépasser les limites du champ visuel du chirurgien en s'aidant d'un écran de contrôle, tout en conservant un accès au site implantaire.

Les systèmes de navigation dynamique à visée implantaire recensés jusqu'à maintenant sont les suivants :

Système	Distributeur
Adens-NAVI®	U&I Adens Dental Clinic, Taiwan
Artma®	EuroDoc, Autriche
AQ Navi® Surgical Navigation System	Taiwan Implant Technology Company, Taiwan
DENACAM®	Mininavident AG, Suisse
DenX IGI®	DenX Ltd, Israël
ImplaNav®	BresMedical, Autriche
Inliant®	Navigate surgical Technologies Inc, Canada
IRIS 100®	EPED Inc, Taiwan
Navident®	ClaroNav, Canada
PHANToM	Geomagic, USA
RoboDent®	Robodent, Allemagne
Treon®	Medtronic, USA
Vector Vision	BrainLab, Allemagne
VISIT®	Research Project, Autriche
Virtual Implant Navigator®	Medlibre Forschung, Allemagne
Yomi®	Noecis, USA
X-Guide®	X-Nav Technology, USA

Tableau 7 : Principaux systèmes de robotique passive en chirurgie implantaire.

Lors de leurs premières commercialisations, ces systèmes se sont montrés peu attractifs du fait de :

- L'absence de différence significative en termes de précision en comparaison avec la chirurgie guidée statique ;
- Le manque de popularité des CBCT en cabinet libéral ;
- Leurs prix très élevés ;
- Leur encombrement, complexité d'utilisation et leur fragilité.

La revue de littérature de Jung et al en 2009 (31), (annexe 3), compare les systèmes de robotique dynamique sur le marché à cette époque (IGI DenX[®], VISIT[®], Treon[®], Robodent[®], SMN[®], Vector Vision[®], PHAToM[®]) avec les systèmes de guides statiques et regroupe les résultats suivants :

- En ce qui concerne la précision des systèmes dynamiques : l'erreur à l'entrée est en moyenne de 0,62mm et l'erreur moyenne à l'apex est de 0,68mm ;
- Les auteurs concluent à une précision significativement supérieure de la navigation dynamique par rapport aux chirurgies réalisées avec des guides statiques.

Plus récemment, en 2016 et 2017, les études de Block et al (33) (34) ont montré que :

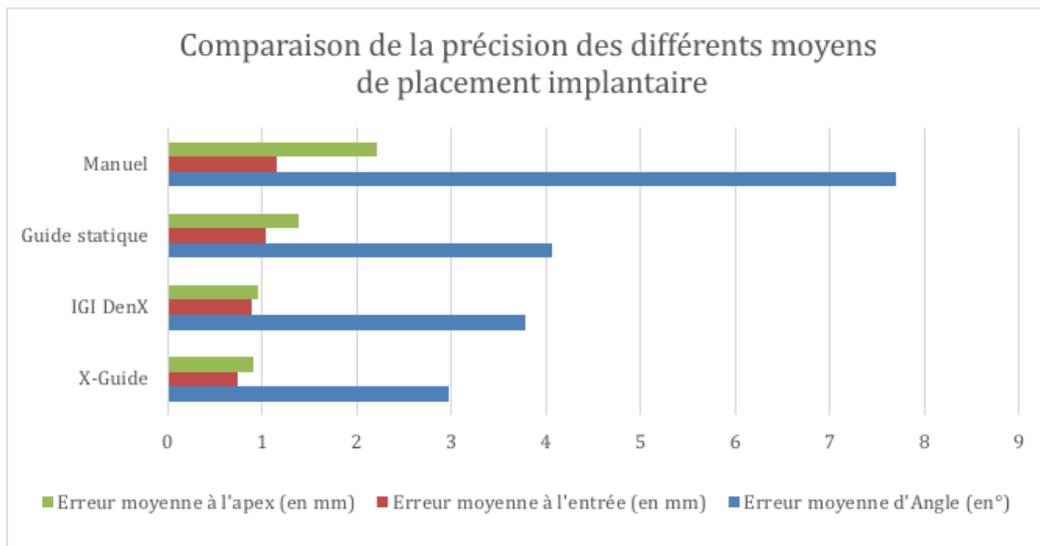
- La précision des chirurgies réalisées par le X-Guide[®] est équivalente à celle obtenue avec des guides statiques et supérieure au placement à main levée ;
- La précision atteinte par l'ensemble des chirurgiens utilisant le système X-Guide[®] est la même après un temps d'apprentissage (au bout de 20 chirurgies) ;
- Le système X-Guide[®] présente : une erreur moyenne à l'entrée de 0,74mm, une erreur moyenne à l'apex de 0,88mm et une erreur moyenne d'angle de 3,15°.

Somogyi-Ganss et al (35) en 2015, ont montré que le système Navident[®] présente les résultats suivants:

- Le système Navident[®] est aussi précis que les guides statiques ;
- L'erreur d'entrée est en moyenne de 1,14mm, l'erreur à l'apex est en moyenne de 1,18mm et l'erreur d'angle moyenne est de 2,99°.

3.3 Résumé

La planification et la mise en œuvre implantaires peuvent être réalisées de différentes façons induisant des flux de travail très variés comme illustré en annexe 4. En ce qui concerne l'acte chirurgical, les systèmes utilisant la chaîne numérique montrent de meilleurs résultats en termes de précision. Néanmoins, certaines complications sont à envisager dans le cas d'utilisation des guides statiques. Les performances des chirurgies assistées par robotique passive semblent présenter des résultats assez robustes comme illustré sur le graphique ci-dessous :



D'après les données extraites des études de Block et al (33) (34) ,
Elian et al (36) et Tahmaseb et al (31).

De plus, la navigation guidée paraît pallier aux inconvénients causés par les guides statiques ; il semble donc intéressant de se pencher davantage sur ces systèmes pour en comprendre le fonctionnement et chercher à expliquer pourquoi ceux-ci ne sont pas plus répandus aujourd'hui.

4 QUATRIÈME PARTIE : Les systèmes dynamiques de Robotique passive en implantologie

4.2 Historique et évolution de la robotique dans le médical

L'acquisition de coordonnées tridimensionnelles à des fins chirurgicales a d'abord été utilisée pour des techniques de stéréotaxie initiées par le travail d'Horsley et Clarke en 1908 (37). L'instrumentation sommaire permettait l'accès du point d'intérêt de façon linéaire et sans boucle de contrôle.

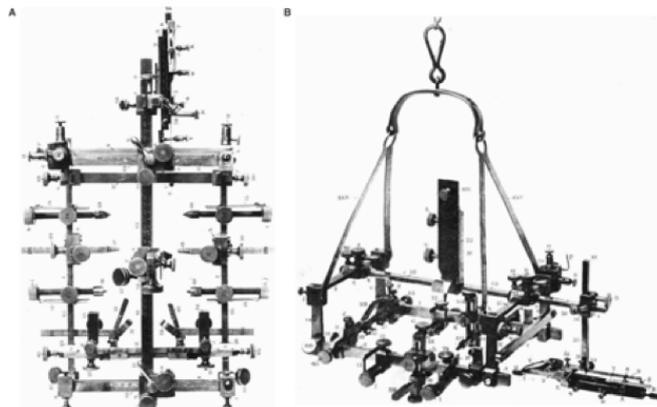


Figure 12 : Photo d'appareillage de stéréotaxie (37).

Puis, en 1979, les travaux de Godfrey Newbold Hounsfield et Allan McLeod Cormack sur le développement d'acquisition de clichés radiologiques sous différents angles permettent la mise en œuvre de radiographies tridimensionnelles (38) (39).

Dans les années 1990 le Viewing Wand® (commercialisé par ISG Technology) apparaît comme pionnier de la chirurgie guidée par ordinateur avec les publications de L. Adams sur les premières chirurgies assistées par ordinateur (40).



Figure 13 : Clichés de mise en œuvre du Viewing-Wand (41).

La robotique a suscité un grand intérêt au sein du corps médical et connaît de nombreux développements. Ainsi, récemment, au CHU de Toulouse, les interventions à l'aide du robot Da Vinci® se sont développées. Ci-dessous, une illustration de chirurgie de prélèvement rénal :



Figure 14 : Chirurgie de prélèvement rénal sur donneur vivant (42).

Aujourd'hui la robotique est très largement répandue dans les domaines de la chirurgie pour de nombreuses raisons :

- Son gain de précision lors de la réalisation de gestes techniques ;
- La réalisation d'interventions minimalement invasives ;
- La répétabilité du geste et donc la diminution des facteurs opérateurs dépendants.

Ces mêmes exigences sont retrouvées dans le domaine de l'implantologie. Il paraît donc naturel de voir apparaître et évoluer ces systèmes dans ce champ d'activité.

4.3 L'apparition de la robotique passive en implantologie

Les systèmes de navigation chirurgicale sont relativement récents dans le domaine de la chirurgie implantaire.

Robodent® et DenX IGI® apparaissent comme novateurs au sein de la robotique passive en implantologie dans les années 2000. Ces dernières années, il semble qu'il y ait un intérêt croissant pour la navigation dynamique du geste implantaire illustré ci-dessous :



Figure 15 : Frise chronologique faisant apparaître des principaux moyens de navigation dynamique en implantologie.

4.4 Fonctionnement

4.4.1 Repères radio-opaques : système de marquage tridimensionnel

Les systèmes de navigation guidés nécessitent des repères radio-opaques fixés au maxillaire des patients dès la réalisation de la radiographie tridimensionnelle. Ces repères, en nombres variables, vont être définis dans l'espace tridimensionnel par des coordonnées (x,y,z) uniques qui serviront de référence spatiale pendant la chirurgie.



Figure 16 : Photos de marqueurs nécessaires en bouche lors de l'examen radiologique pour les systèmes IRIS-100® (43) , Navident® (44) et X-Guide® (45).

Il est donc important qu'une fois en bouche, le dispositif soit d'une grande stabilité et parfaitement repositionnable le jour de la radiographie et de la chirurgie. Pour leur mise en bouche et leur stabilité, il existe différents moyens qui varient en fonction des systèmes :

- IRIS-100® nécessite l'ajout de résine épimine et/ou de silicone.

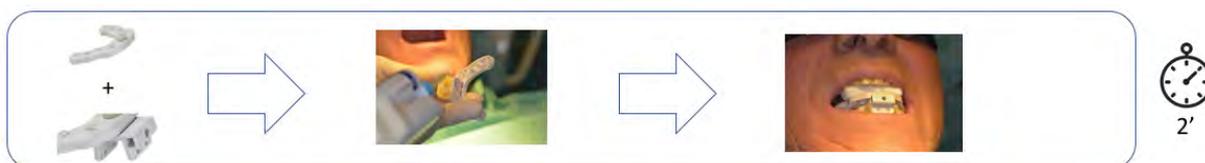


Figure 17 : Étapes de mise en œuvre du dispositif intra-oral d'IRIS-100®.

- Navident® requiert la solidarisation d'un bras avec de la colle cyanolite après thermoformage de la partie intra-buccale.

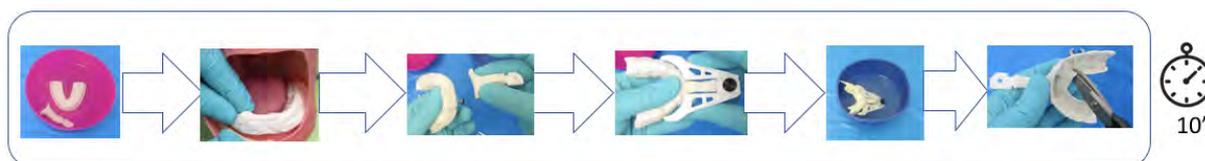


Figure 18 : Étapes de mise en œuvre du dispositif intra-oral de Navident® (44).

- X-Guide® est composé d'un matériau thermoformable se positionnant sur 3 dents.

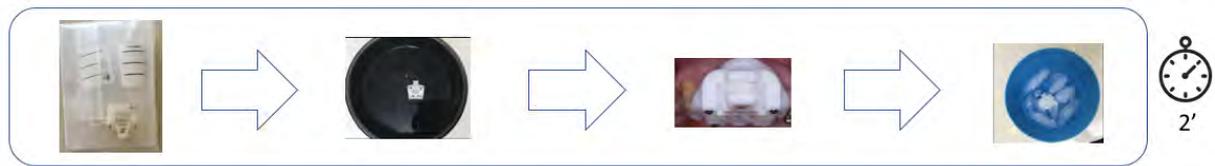


Figure 19 : Étapes de mise en œuvre du X-clip®.

Il est important d'apprécier en plus de la stabilité du système son encombrement comme illustré ci-dessous :



Figure 20 : Encombrement en bouche des systèmes : IRIS-100®, Navident® et X-Guide®.

L'examen radiologique est réalisé classiquement avec ces dispositifs en bouche. De ce fait les arcades ne sont pas en occlusion et ne fournissent pas de renseignement sur l'espace prothétiquement utilisable ni sur l'axe des forces antagonistes.

4.4.2 Logiciels de planification implantaire

Une fois l'examen radiologique réalisé, il convient d'importer le fichier sur le logiciel de planification implantaire. Le traitement du fichier débute par le tracé de la ligne panoramique permettant de dessiner les coupes coronales. Dès lors les caractéristiques radio-opaques de chaque système apparaissent :



Figure 21 : Capture d'écran des marqueurs radio-opaques des systèmes : IRIS-100®, Navident® et X-Guide®.

Ensuite, il est possible de marquer les zones anatomiques remarquables telles que le nerf alvéolaire inférieur.

Il s'en suit la création ou l'importation du projet prothétique numérique au format STL. Une fois celui-ci importé, il est fusionné avec le fichier radiologique.

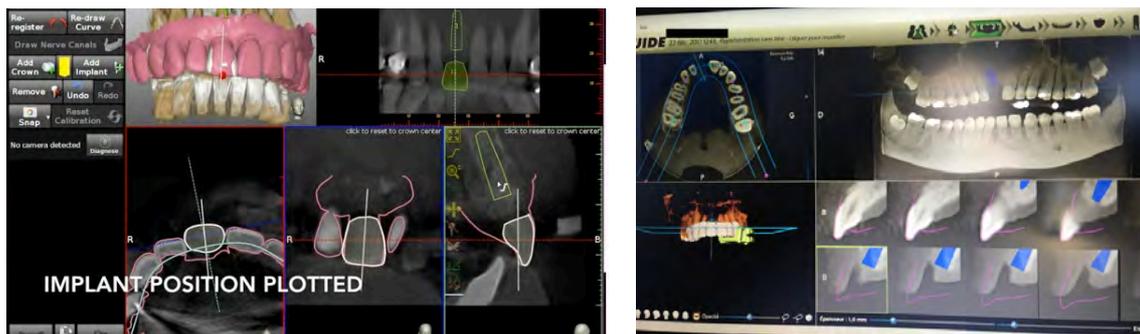


Figure 22 : Apparition du projet prothétique superposé au fichier radiologique des systèmes Navident® et X-Guide®.

Dès lors, l'opérateur peut choisir le ou les implants les mieux adaptés à la situation. Ce choix se fait soit parmi une bibliothèque exhaustive d'implants soit à l'aide de gabarits modifiables manuellement. Une fois choisi, l'implant est positionné en s'aidant de repères virtuels matérialisant un espace péri-implantaire de 1,5mm et 3mm.

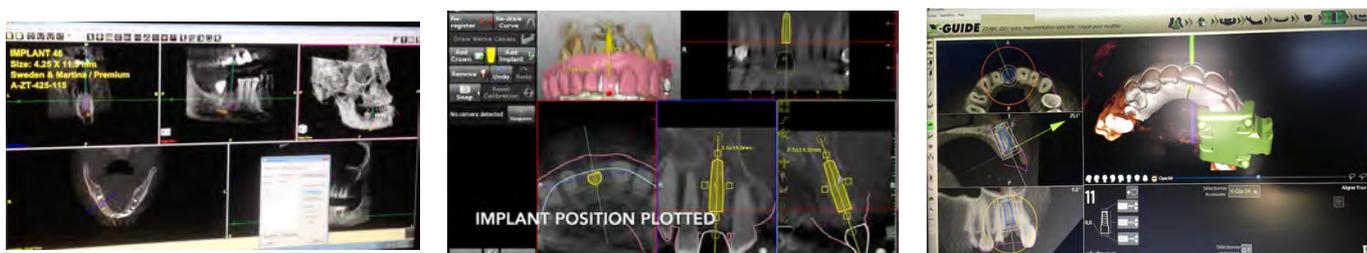


Figure 23 : Capture d'écran des logiciels lors du choix et du placement implantaire de l'IRIS-100®, Navident® et X-Guide®.

Une fois la planification terminée, la position des implants est verrouillée et le fichier est sauvegardé.

4.4.3 Environnement chirurgical

Les systèmes sont présentés sous forme de chariot ou « cart », pour la plupart, munis d'un moniteur permettant de guider la chirurgie et d'un bras orientable muni d'un panneau nécessaire à la géolocalisation des instruments.



Figure 24 : Chariots des systèmes IRIS-100® (43), Navident® (44) et X-Guide® (45).

Ces « carts » sont à positionner de sorte à maintenir un champ visual libre entre les caméras et la bouche du patient. Les panneaux sont constitués d'émetteurs d'ondes (souvent des rayons ultra-violet) et de deux caméras optiques. Le positionnement du panneau émetteur-récepteur complique et surcharge parfois l'environnement chirurgical déjà composé du scialytique.



Figure 25 : Les différents environnements chirurgicaux des systèmes IRIS-100®, Navident® et X-Guide®.

Néanmoins, de nouveaux systèmes utilisant une autre approche s'affranchissent du panneau, plaçant des caméras miniaturisées directement sur le contre-angle chirurgical comme illustré par le système DENACAM® de chez Mininavident :



Figure 26 : Système DENACAM® (46).

4.4.4 Capteurs et instruments

Le principe même de la navigation dynamique réside dans la géolocalisation du contre-angle chirurgical et du maxillaire nécessitant la chirurgie. Pour cela, le contre-angle ainsi que le maxillaire sont équipés de « trackers » composés de nombreux marqueurs.

L'ensemble des marqueurs fonctionne soit par émission soit par réflexion d'ondes électromagnétiques. Les ondes exploitées pour la géolocalisation peuvent être regroupées en plusieurs catégories nécessitant différents moyens d'interprétation physique :

- Magnétique ;
- Acoustique ;
- Optique, incluant les ondes ultra-violettes (UV) et infra-rouges (IR).

Une fois cette information réfléchiée et captée, elle est traduite en termes de localisation soit par triangulation soit par calcul du temps de réflexion.

Dans notre domaine d'activité, les systèmes choisis sont ceux qui ne sont pas perturbés par l'environnement chirurgical et capables de supporter des cycles de stérilisation. Du fait des mouvements de rotation et de la présence de métaux, l'exploitation d'un système basé sur un champ magnétique est à exclure. Il en est de même pour les capteurs de nature acoustique.

Les capteurs optiques exploitant les ondes infra-rouges et ultra-violettes sont aujourd'hui les plus utilisés dans le domaine de la navigation dynamique.

La source émet à haute fréquence des ondes optiques (de longueur d'onde allant de 10nm à 1mm) qui sont réfléchies par les marqueurs et recapturées par les récepteurs. Ces systèmes optiques peuvent permettre des résolutions de l'ordre de 200µm et des erreurs d'orientation de 0,1° (47) dans le cas de systèmes optiques afocaux.

Cliniquement, les marqueurs prennent plusieurs formes et s'intègrent avec plus ou moins d'ergonomie sur les contre-angles chirurgicaux :



Figure 27 : Contre-angles chirurgicaux et marqueurs des systèmes IRIS-100®, Navident® et X-Guide®.

De la même façon le « tracker patient » se retrouve solidarisé au dispositif intra-buccal :



Figure 28 : Parties intra-buccales des systèmes avec le « tracker » pour l'IRIS-100®, Navident® et X-Guide®.

L'ensemble des marqueurs doit rester dans le champ de vision des émetteurs-récepteurs d'ondes. Il paraît donc important que ces marqueurs figurent sur l'ensemble du « tracker » et restent visibles quelles que soient leurs orientations. Une fois mis en bouche, il est important d'apprécier la stabilité des « trackers patients », leurs distances au point d'intérêt chirurgical et leur encombrement.



Figure 29 : Gabarits des différents « trackers patient » en bouche lors de la chirurgie.

4.4.5 Couplage des données cliniques et informatiques : étalonnage des instruments

L'étape suivante consiste à corrélérer les instruments munis des marqueurs au logiciel et donc à la planification. Pour cela il existe plusieurs méthodes dont deux sont illustrées ci-dessous :

- Soit le contre-angle et les forets utilisés sont préenregistrés sur le logiciel avec l'ensemble des caractéristiques les concernant ;
- Soit le contre-angle et les forets doivent suivre une routine d'enregistrement du gabarit.

Une fois cette première étape réalisée, les instruments comportant les marqueurs sont identifiés par les caméras et enregistrés par le logiciel. Puis, certains points remarquables sont pointés pour finaliser l'étalonnage du matériel.

Ci-dessous l'illustration des étalonnages des trois systèmes IRIS-100®, Navident® et X-Guide® :

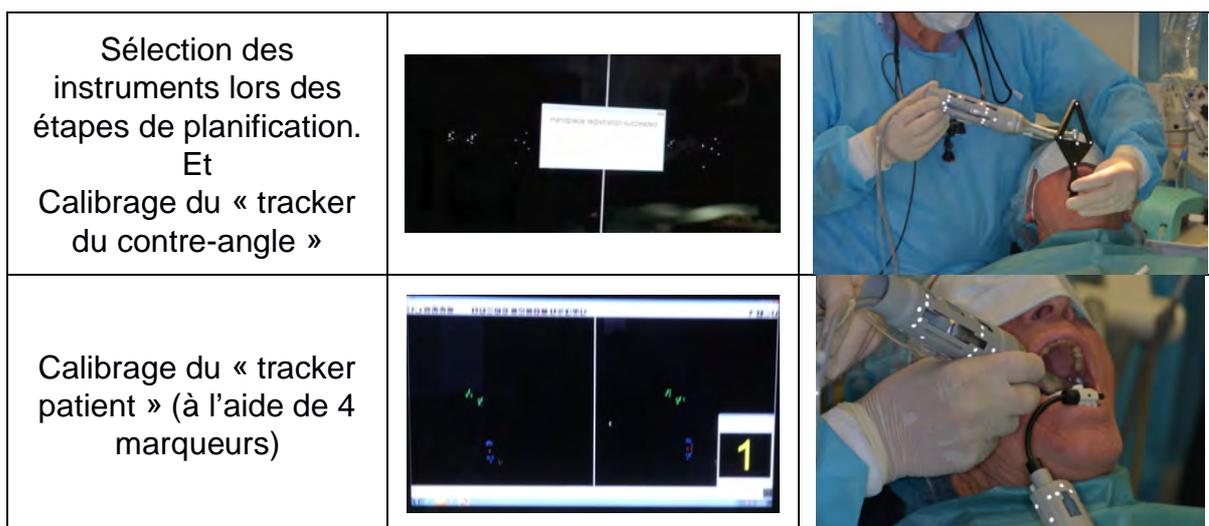


Figure 30 : Étapes d'étalonnage de l'IRIS-100®.

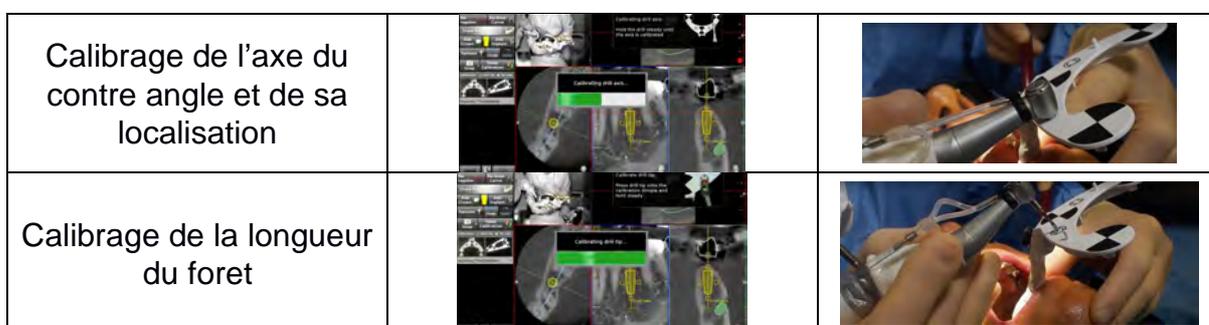


Figure 31 : Étapes d'étalonnage du système Navident®.

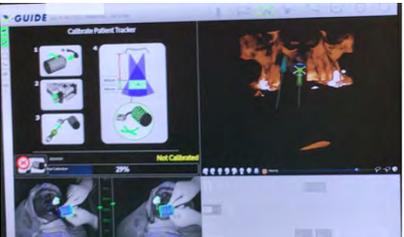
<p>Calibrage du « tracker du contre-angle »</p>		
<p>Calibrage du « tracker du contre-angle » à l'aide d'un disque muni de marqueurs.</p>		
<p>Calibrage du « tracker patient » préalablement solidarifié avec le X-Clip®</p>		
<p>Présentation du foret au system Go-plate®</p>		
<p>Pointage des marqueurs du X-Clip® avec le foret du contre-angle</p>		

Figure 32 : Étapes d'étalonnage du X-Guide®.

Une fois la routine d'étalonnage réalisée, le mode de navigation peut être activé et la chirurgie guidée peut débuter.

4.4.6 Encombrement chirurgical

Pour l'acte chirurgical il est important d'apprécier l'ergonomie de chaque système, la robustesse et l'encombrement des différents instruments nécessaires à la chirurgie.



Figure 33 : Environnement chirurgical des différents systèmes de navigation.

4.4.7 Interface de navigation

Les différents systèmes proposent des interfaces de navigation sensiblement similaires. A l'écran figure la position du foret en temps réel pendant l'ensemble du temps opératoire, ce qui permet de contrôler le bon étalonnage en début de chirurgie en plaçant le foret sur des zones facilement identifiables sur le modèle virtuel.

Sur l'écran figurent :

- Les coupes sagittales, coronaires et axiales ;
- Une jauge permettant l'appréciation de la progression du forage.

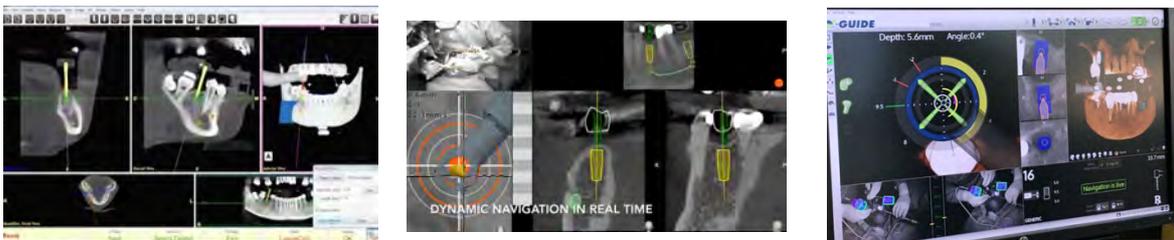


Figure 34 : Capture des écrans de navigation pendant le temps chirurgical.

L'interface de navigation des logiciels varie d'un système à l'autre et peut dans certains cas être personnalisée.

4.5 Résumé

IRIS-100®, Navident® et X-Guide® sont 3 systèmes de navigation guidés actuellement disponibles sur le marché. Chaque système présente des particularités en termes de prise en main des logiciels, d'étapes cliniques pré-opératoires et d'ergonomie pendant la chirurgie. Il convient aux praticiens intéressés par la robotique passive d'examiner les caractéristiques clés des systèmes répondant à leurs exigences.

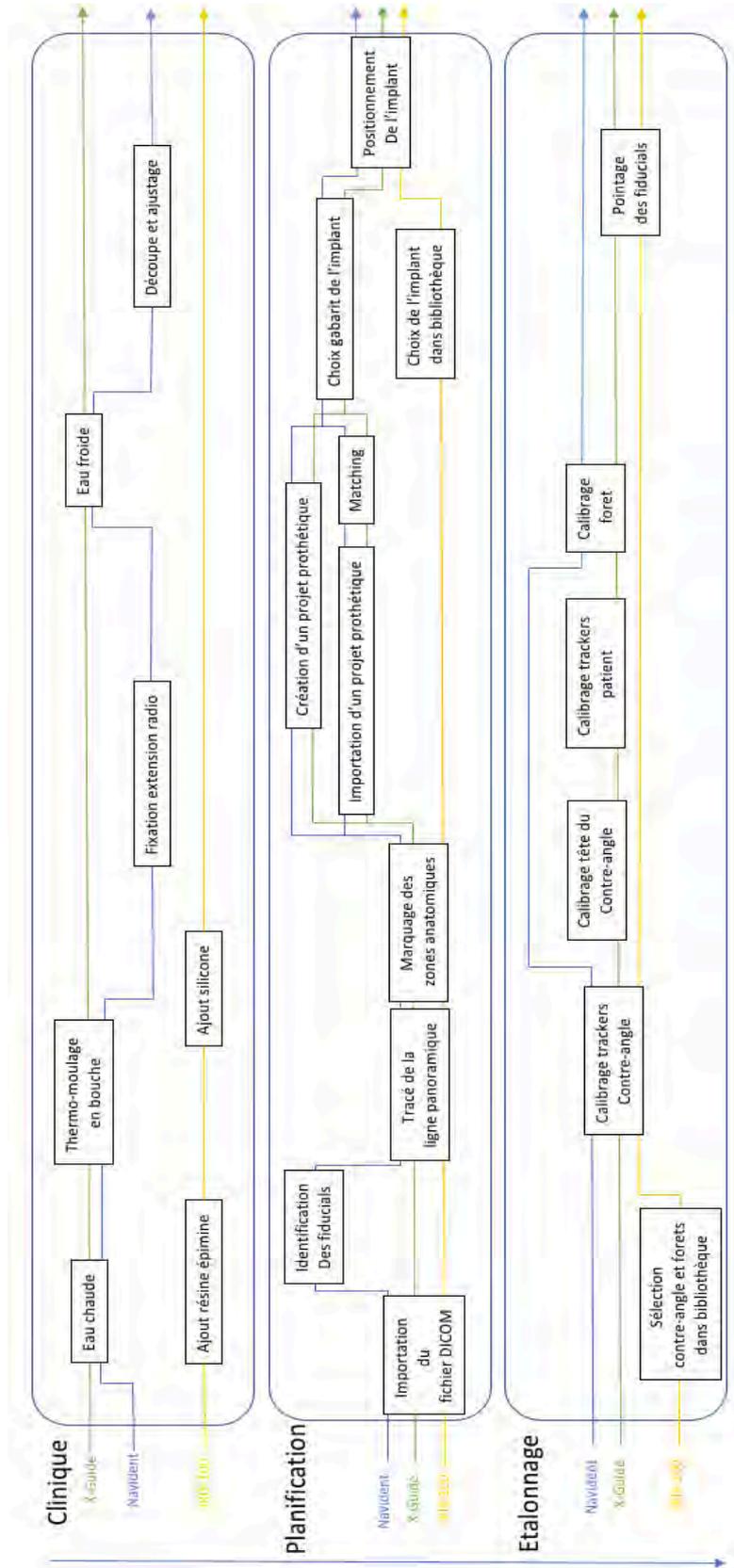


Figure 35 : Diagramme des étapes cliniques, de planification et d'étalonnage de : IRIS-100®, Navident® et X-Guide®

5 CINQUIEME PARTIE : Mise en œuvre pratique

5.2 Cas clinique : Implant unitaire antérieur encastré au maxillaire

5.2.1 Présentation du cas clinique

Le patient, Monsieur X ne présente aucune pathologie générale. L'incisive centrale maxillaire gauche a été extraite. La demande du patient est esthétique et fonctionnelle et il ne souhaite pas de prothèse amovible. De plus, les dents bordants l'édentement sont saines. L'indication d'une prothèse fixe sur implant est posée.

Au niveau de l'examen exo-buccal, la ligne de sourire est basse, le visage symétrique et l'ouverture buccale suffisante. L'examen endo-buccal révèle : aucune maladie parodontale, une occlusion stable et une quantité de gencive kératinisée suffisante au niveau du site de la 21.

Dans un premier temps il est réalisé une prothèse amovible 1 dent sans retour vestibulaire pour à la fois offrir une solution temporaire au patient et essayer le projet prothétique. Il n'y a pas de gêne phonétique, le collet clinique de la prothèse est aligné avec les collets des dents adjacentes.

L'ensemble du cas a été réalisé et iconographié par le Dr Olivier Le Gac dans le cadre de sa pratique privée à Agen (48).

5.2.2 Préparation clinique

Peu de temps après la mise en place de la prothèse provisoire, le patient vient passer un CBCT à visée implantaire avec le X-clip en bouche. Celui-ci est thermoformable, il est d'abord plongé dans l'eau chaude puis mis en bouche en position de 23-24 et enfin placé dans l'eau froide.



Figure 36 : Mise en place du X-clip® en position de 23-24.

Une fois le CBCT réalisé avec le X-clip®, une empreinte optique est réalisée avec la prothèse amovible en bouche.

5.2.3 Planification implantaire

La planification débute avec la fusion du CBCT et de l’empreinte optique. Pour cela, le logiciel demande de repérer un ensemble de 3 points.



Figure 37 : Matching de la radiographie tridimensionnelle et d’empreinte optique intra-oral.

Une fois les 3 points nécessaires au matching validés, il y a création du modèle 3D du patient comprenant le projet prothétique déjà validé en bouche.

Il s’en suit le choix et le positionnement de l’implant en 21 ce qui est rendu possible par la lecture du :

- Collet clinique du projet prothétique ;
- Volume osseux ;
- Diamètre mésio-distal (> à 7mm).



Figure 38 : Positionnement de l’implant en 21.

Au cours de cette planification, il faut s’assurer que :

- Le collet clinique de la prothèse est situé à 4mm du col de l’implant ;
- L’implant est au moins à 1,5mm des dents adjacentes ;
- Le volume osseux vestibulaire est strictement supérieur à 2mm.

Ici, un implant 4x12,5 SPI® Contact Inicell® de chez Thommen est choisi et une chirurgie de régénération osseuse guidée est à prévoir en vestibulaire. Celle-ci sera réalisée dans le même temps chirurgical que la pose de l’implant.

Le positionnement de l’implant est alors verrouillé et le fichier sauvegardé.

5.2.4 Chirurgie

Avant le commencement de la chirurgie, le bloc est préparé et le chariot mis en place. La routine d'étalonnage est faite et contrôlée en vérifiant la position du foret en bouche avec celle affichée à l'écran.



Figure 39 : Vérification de la concordance entre la clinique et l'interface de navigation.

Le forage est guidé par les indicateurs affichés à l'écran : le cylindre bleu où doit évoluer le foret, la jauge de profondeur avec un code couleur.



Figure 40 : Interface chirurgicale lors de l'acte avec la progression du foret.

À chaque changement de foret, une calibration à l'aide de la Go-plate® est nécessaire au système pour réévaluer la longueur et le diamètre du nouveau foret :



Figure 41 : Étalonnage du nouveau foret à l'aide de la Go-Plate®.

La dernière calibration est celle correspondant à l'implant sur son porte-implant :

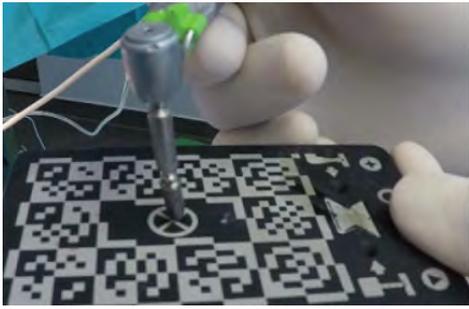


Figure 42 : Étalonnage de l'implant et son porte implant puis sa mise en place.

Le système X-Guide® peut alors être mis de côté et le X-clip® désolidarisé du maxillaire pour réaliser la ROG :

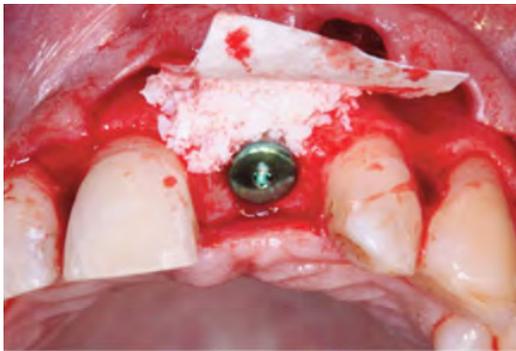


Figure 43 : ROG per-opérateur en vestibulaire de 21.

Enfin, les sutures sont réalisées :



Figure 44 : Sutures.

La séance aura duré environ 1 heure et comprend : la pose du X-Clip®, le CBCT, le scan intra-oral, la planification implantaire et la chirurgie. Elle a été réalisée à l'aide de 2 assistantes : l'une pour la chirurgie et l'autre pour réaliser les manipulations logiciel durant l'acte.

5.3 Aspects pratiques de la conversion à la robotique passive

Il semble que la faisabilité technique et l'ergonomie des systèmes actuels de navigation sont acquises, mais il subsiste des difficultés dans le domaine du développement commercial. Il convient de se pencher sur les évolutions, les praticiens concernés et les efforts à mettre en place pour réaliser cette conversion.

5.3.1 Les évolutions

En 2003, Hassfeld et al (49) mentionnent les aspects suivants comme obstacle à leur large utilisation:

- Le temps nécessaire à l'étalonnage de l'appareil ;
- L'interface parfois compliquée d'utilisation et peu intuitive ;
- Le placement du moniteur ;
- La nécessité d'un champ libre entre les « trackers » et les caméras.

Les premiers systèmes commercialisés ont montré un manque d'ergonomie, un encombrement trop important et une grande fragilité pour l'utilisation clinique attendue. Néanmoins, de nombreuses évolutions ont permis, une miniaturisation des « trackers » ainsi qu'un environnement ergonomique en accord avec l'aisance nécessaire pour les chirurgies.



Figure 45 : Illustration de la miniaturisation des capteurs et de l'évolution de l'ergonomie au cours de la chirurgie : systèmes Inliant® (50), IGI-DenX® (51) et Robodent® (52).

Les systèmes actuels permettent un contrôle en tout point et à tout moment de la chirurgie tout en conservant l'accès au site opératoire permettant ainsi un geste sécurisé et fiable. Cela permet d'offrir une grande flexibilité interventionnelle per-opératoire. De plus, le site est visuellement dégagé et permet un contrôle permanent du geste et une bonne irrigation.

La question reste : savoir ce qu'il faut mettre en œuvre pour réaliser cette conversion et à qui elle s'adresse ?

5.3.2 Aspect pratique et déroulement des séances

Comme illustré précédemment, la navigation guidée s'intègre parfaitement dans un workflow entièrement numérisé. Ce flux de travail peut alors être optimisé à l'extrême avec la réalisation du projet prothétique, de la planification implantaire et de la chirurgie au sein du même rendez-vous. Dans le cas d'une mise en place d'un implant unitaire simple, l'ensemble du processus peut être réalisé en 40-50 min. Le mauvais positionnement du dispositif intra-oral lors de la radiographie et/ou de la chirurgie est un incident rare. Toutefois il est immédiatement détecté lors de la vérification en temps réel du positionnement du foret en bouche.

5.3.3 Les praticiens concernés

Les praticiens qui pourraient trouver un intérêt dans la mise en œuvre d'implants à l'aide de la robotique passive sont :

- Des praticiens ayant une pratique spécialisée ;
- Les omnipraticiens avec une mise en commun du matériel.

Cela permettrait une grande fluidité dans la gestion des cas cliniques avec un support informatique plus facile à faire circuler et l'absence de temps « morts » dus aux échanges entre les différents acteurs de la planification (prothésistes – centres d'usinage des guides). De plus, les praticiens déjà formés gagneraient en sûreté du geste, minimisant les complications durant la phase chirurgicale et prothétique. La navigation guidée, peut également être un outil de pédagogie remarquable pour initier les praticiens non formés au geste implantaire.

Dans ces deux cas, l'utilisation au moins hebdomadaire du système permet son amortissement financier.

5.3.4 Perspectives d'avenir

En termes d'évolutions, il est tout à fait envisageable aujourd'hui de parier sur la miniaturisation des capteurs et de l'environnement chirurgical. Une amélioration de l'ergonomie peut être espérée. Il est pensable que l'association de ces techniques aux technologies de la réalité augmentée permettent au chirurgien de garder son regard sur le site implantaire tout en ayant les informations nécessaires au geste.

5.4 Résumé

La robotique passive telle qu'elle est présentée permet de minimiser le nombre de séances nécessaires à une prise en charge implantaire.

Une assez large conversion des praticiens à ces techniques est envisageable dans un proche avenir. Par ailleurs, le coût financier serait abordable au sein d'un cabinet dont la pratique implantaire est hebdomadaire. Il peut être également pensable que les différents systèmes de navigation convergent vers un matériel au profil minimaliste en parfaite adéquation avec les besoins des chirurgiens. Ces systèmes s'ouvrent également à d'autres disciplines comme l'endodontie.

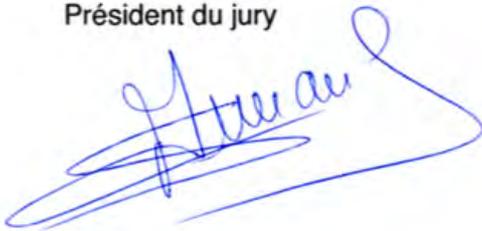
De plus, la récente implication de Nobel en tant que distributeur des licences du logiciel du système X-Guide® témoigne un certain engouement commercial pour ces techniques.

CONCLUSION

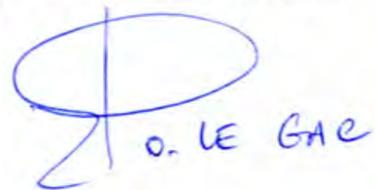
Aujourd'hui les systèmes de robotique passive présentent des résultats de précision au moins semblables aux systèmes de guide statique. Il est ainsi possible de placer avec rigueur un implant répondant aux impératifs dictés par le projet prothétique. La navigation guidée permet une exploitation précise des données biologiques. La robotique passive autorise une vérification et un contrôle du geste en temps réel au cours de la chirurgie par opposition aux guides statiques. Son environnement ergonomique est pour la plupart des systèmes en accord avec les besoins des chirurgiens. Son utilisation s'intègre parfaitement dans un flux de travail numérique permettant un gain de temps dans la prise en charge globale des patients. Actuellement le niveau de développement de la robotique passive semble être suffisant pour permettre aux praticiens dont la patientèle le justifie de se convertir sans risque à cette technique.

La navigation guidée est assimilable à un véritable GPS de bouche du praticien avec les mêmes réserves que sur la route : il faut savoir le programmer, comprendre son fonctionnement en tant qu'outil tout en restant vigilant.

Président du jury



Directeur et Co-directeur de thèse



ANNEXES

Étude	Année	Système	Type de navigation	Support	Méthode	Nombre de sites	Direction / Emplacement	Erreur en entrée (en mm)			Erreur à l'apex (en mm)			Erreur d'angle (en °)			Erreur verticales (en mm)		
								Moyenne	DS	Max	Moyenne	DS	Max	Moyenne	DS	Max	Moyenne	DS	Max
Cassetta et al (53)	2013	Implant	Manuel Guide pin Guide	Humain	Implant	116 57 54		1,47 1,49 1,55	0,68 0,63 0,59	3,88 3 2,79	1,83 1,9 2,05	1,03 0,83 0,89	6,41 3,984,23	5,09 3,93 5,46	3,7 2,34 3,38	21,16 14,34 15,25	0,98 0,85 0,63	0,71 0,630 0,43	3,53 2,29 1,58
Pettersson et al (54)	2012	Nobel Guide	Guide	Humain	Implant	139 89 50	Max&Mand Max Mand	0,95 0,95 0,96	0,55 0,53 0,57	2,68 2,68 2,45	1,22 1,15 1,35	0,63 0,51 0,8	3,62 2,63 3,62	2,76 2,71 2,85	1,76 1,41 2,27	11,74 6,96 11,74	-0,15 -0,06 -0,29	0,76 0,7 0,83	2,33 2,05 - 2,33
Arisan et al (55)	2012	Implant Implant CT	Guide	Humain	Implant	52 50		0,81 0,75	0,32 0,32	1,31 1,26	0,81 0,8	0,32 0,35	1,33 1,34	3,47 3,3	1,14 1,08	5,12 4,98			
Behneke et al (56)	2012	Implant3D	Guide Manuel	Humain	Implant	24 86		0,21 0,3	0,19 0,21	0,6 0,78	0,28 0,47	0,2 0,27	0,77 1,3	1,49 2,06	1,1 1,19	4,53 6,26			
D'Haese et al (57)	2012	Facilitate	Guide	Humain	Implant	78		0,91	0,44	2,45	1,13	0,52	3,01	2,6	1,61	8,86			
Di Giacomo et al (58)	2012	Implant Viewer	Guide	Humain	Implant	60 22 38	Max&Mand Max Mand	1,35 1,51 1,26	0,65 0,62 0,66	2,69	1,79 1,86 1,75	1,01 1,07 0,99	4	6,53 8,54 5,37	4,31 4,2 3,98	18,64			
Kühl et al (27)	2012	CoDiagnostix	Manuel Guide	Cadavre	Implant	19 19		1,56 1,52	0,53 0,81	3,43 3,54	1,84 1,55	0,41 0,68	3,22 3,64	4,3 3,6	3,12 2,68	11,09 8,75			
Soares et al (59)	2012	NeoGuide	Guide	Model	Implant	18		1,38	0,42		1,39	0,4		2,16	0,91		0,8	0,58	
Ozan et al (60)	2011	StentCad StentCad Beyond Beyond	Manuel Manuel Guide Guide	Humain	Implant	80 44 49 43	Max Mand Max Mand							6,29 4,35 3,91 3,55	2,12 1,8 1,21 1,08				
Platzer et al (61)	2011	Implant	Guide	Humain	Implant	15	X y	0,27 0,15	0,19 0,13	0,6 0,34							0,28	0,19	0,59
Tahmaseb et al (62)	2011	Exe-Plan	Guide	Model	Implant	4	X y	0,03 0,02	0,01 0,02	0,04 0,06							0,01	0,05	0,01
Vasak et al (63)	2011	Nobel Guide	Guide	Humain	Implant	86	X y	0,46 0,43	0,35 0,32	1,42 1,5	0,7 0,59	0,49 0,44	1,84 1,89	3,53	1,77	8,1	0,53 0,52	0,38 0,42	1,85 2,02
Arisan et al (64)	2010	Implant Implant Implant StentCad StentCad StentCad	Guide muc Guide dent Manuel os Manuel muc Manuel dent Manuel os	Humain	Implant	54 50 43 43 45 44		0,7 0,81 1,56 1,24 1,31 1,7	0,13 0,33 0,25 0,51 0,59 0,52	0,83 1,6 3,48 2,7 2,9 3,48	0,76 1,01 1,86 1,4 1,62 1,99	0,15 0,4 0,4 0,47 0,54 0,64	0,99 1,72 2,6 2,83 3,4 3,8	2,9 3,39 4,73 4,23 3,5 5	0,39 0,84 1,28 0,72 1,38 1,66	3,5 4,6 6,9 6 5,9 8,2			
Nickenig et al (65)	2010	CoDiagnostix	Guide	Humain	Implant	23	X y	0,9 0,9	1,06 1,22		0,6 0,9	0,57 0,94		4,2 4,2	3,04 3,04				
Pettersson et al (66)	2010	Nobel Guide	Guide	Cadavre	Implant	145 78 67	Max&Mand Max Mand	1,06 0,83 1,05	0,58 0,57 0,47	3,13 2,78 3,13	1,25 0,96 1,24	0,68 0,5 0,58	3,63 2,43 3,63	2,64 2,02 2,46	1,42 0,66 0,67	7,44 5,38 7,44	0,28 0,1 0,48	0,59 0,6 0,52	1,61 1,61 1,46
Tahmaseb et al (67)	2010	Exe-Plan	Guide	Model	Implant	6		0,05	0,03										
Viegas et al (68)	2010	NeoGuide	Guide	Model	Implant	11 11	Mand G Mand D	0,37 0,3	0,2 0,17		0,41 0,36	0,22 0,25		0,7 1,45	0,3 0,89				

Dreiseidler et al (69)	2009	Nobel Guide	Guide	Model	Implant	24		0,22	0,09	0,38	0,34	0,15	0,62	1,09	0,51	2	0,25	0,2	0,8
Ozan et al.(28)	2009	StentCad	Guide mix Guide mix Guide mix Guide os Guide muc Guide dent	Humain	Implant	110 58 52 50 30 30	Max&Mand Max Mand Max&Mand Max&Mand Max&Mand	1,11 0,95 1,28 1,28 1,06 0,87	0,7 0,5 0,9 0,9 0,6 0,4		1,41 1,41 1,4 1,57 1,6 0,96	0,9 1 0,9 0,9 1 0,6		4,1 4,85 3,32 4,63 4,51 2,91	2,3 2,4 1,9 2,6 2,1 1,3				
Ersoy et al (70)	2008	StentCad	Guide mix	Humain	Implant	94		1,22	0,85		1,51	1		4,9	2,36				
Ruppin et al (71)	2008	Simplant	Manuel	Cadavre	Implant	40		1,5	0,8	3,5				7,9	5	18,5	0,6	0,4	1,4
Van Assche et al (72)	2007	Nobel Guide	Guide	Cadavre	Implant	12		1,1	0,7	2,3	1,2	0,7	2,4	1,8	0,8	4			
Di Giacomo et al (73)	2005	Simplant	Manuel	Humain	Implant	21		1,45	1,42	4,5	2,99	1,77	7,1	7,25	2,67	12,2			
Van Steenberghe et al (74)	2002	Nobel Guide	Guide	Cadavre	Implant	16		0,8	0,3		0,9	0,3		1,8	1				1,1

Annexe 1 : Tableau des études sur la précision des guides servant à la revue de littérature de Tahmaseb et al (25).

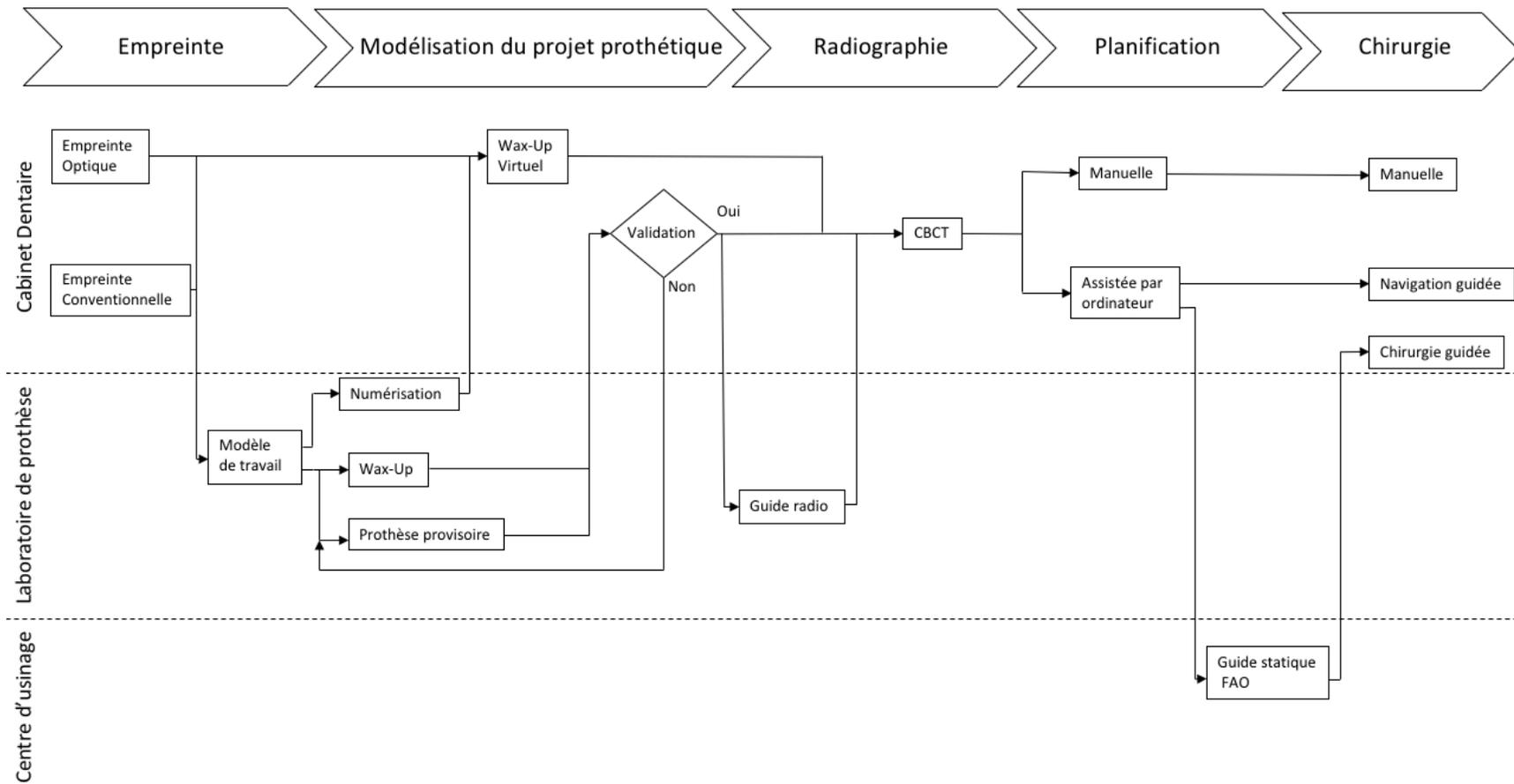
Étude	Année	Système	Type de navigation	Support	Méthode	Nombre de sites	Direction / Emplacement	Erreur en entrée (en mm)			Erreur à l'apex (en mm)			Erreur d'angle (en °)			Erreur verticales (en mm)		
								Moyenne	DS	Max	Moyenne	DS	Max	Moyenne	DS	Max	Moyenne	DS	Max
Ozan et al.(28)	2009	StentCad	Guide os Guide dent Guide muc	Humain	Implant	50	Max&Mand	1,28	0,9	2,9	1,57	0,9	3,6	4,63	2,6	9,9			
						30	Max&Mand	0,87	0,4	1,8	0,95	0,6	2,2	2,91	1,3	5,6			
						30	Max&Mand	1,06	0,6	2,6	1,6	1	4,1	4,51	2,1	9			
Kalt et Gehrke (75)	2009	Med3D	Guide	Cadavre	Implant	48		0,83	0,49	1,69	2,17	1,02	3,79	8,44	3,98	15,98	0,28	0,51	1,94
Ruppin et al (71)	2008	Simplant	Manuel	Cadavre	Implant	40		1,5	0,8	3,5				7,9	5	18,5	0,6	0,4	1,4
Van Assche et al (72)	2007	Nobel Guide	Guide	Cadavre	Implant	12		1,1	0,7	2,3	1,2	0,7	2,4	1,8	0,8	4			
Di Giacomo et al (73)	2005	Simplant	Manuel	Humain	Implant	21		1,45	1,42	4,5	2,99	1,77	7,1	7,25	2,67	12,2			
Sarment et al (22)	2003	Simplant	Guide	Model	Bore	50		0,9	0,5	1,2	1	0,6	1,6	4,5	2	5,4			
Vrielinck et al (76)	2003	SurgiGuide	Guide	Humain	Implant	24		1,51		4,7	3,07		6,4	10,46		21			
Van Steenberghe et al (74)	2002	Nobel Guide	Guide	Cadavre	Implant	16		0,8	0,3		0,9	0,3		1,8	1				1,1

Annexe 2 : Tableau des études sur la précision des guides servant à la revue de littérature de Schneider et al (30).

Etude	Année	Système	Type de navigation	Support de l'étude	Méthode de positionnement	Nombre de site	Direction	Erreur en entrée			Erreur à l'apex			Erreur d'angle			Erreur verticales			
								Moyenne	DS	Max	Moyenne	DS	Max	Moyenne	DS	Max	Moyenne	DS	Max	
Block et al (33)	2017	X-Guide	Navigation partielle Manuel	Humain	Implant	219 373 122		0,74 0,80 1,19	0,43 0,49 0,68		0,90 1,01 1,84	0,55 0,65 1,05		2,97 3,43 6,5	2,09 2,33 4,21		0,78 0,90 1,10	0,6 0,74 0,82		
Emery et al (77)	2016	X-Guide	Navigation	Model	Implant	22		0,37	0,21	0,92	0,38	0,21	1,01	0,89	0,35	1,52				
Somogyi-Ganss et al (35)	2015	Navident	Navigation	Model	Bore	400		1,14	1,1	3,64	1,71		3,92	2,99	2,8	11,94	1,04	0,8	3,34	
Kim et al	2015	Experimental	Navigation	Model		110		0,41	0,12		0,56	0,14		2,64	1,31					
Di Giacomo et al (58)	2012	ImplantViewer Rhino	Navigation	Humain	Implant	60		1,35												
Behneke et al (78)	2012	Med3D	Navigation	Humain	Implant	132		0,32	0,23	0,97	0,49	0,29	1,38	2,10	1,31	6,26	0	0,41	1,47	
Widmann et al (79)	2010	Treon	Navigation	Model	Bore	104		0,46	0,34	1,51	0,88	0,65	4,24	0,83	0,60	2,51				
Widmann et al (80)	2009	Treon	Navigation	Model	Bore	5		0,6	0,4	1,4	0,7	0,4	1,4	1,7	0,6	2,8				
Casap et al (81)	2008	IGI DenX LandmarX	Navigation	Humain	Landmark			0,5 3-4												
Elian et al (36)	2008	IGI DenX	Navigation	Humain	Implant	14		0,89	0,53		0,96	0,5		3,78	2,76					
Ruppin et al (71)	2008	Simplant Robodent Artma	Guide Navigation	Cadavre	Implant	40 40 40		1,50 1 1,2	0,8 0,5 0,6					7,9 8,1 8,1	5 4,6 4,9		0,6 0,6 0,8	0,4 0,3 0,7		
Wittwer et al (82)	2007	VISIT Treon	Navigation	Humain	Implant	32 32	Buccal Lingual Buccal Lingual	1 0,7 1 1,2	0,5 0,3 0,5 0,8	2 1,2 2,4 3,4	0,6 0,7 0,8 0,7	0,2 0,3 0,6 0,5	0,9 1 2 1,6							
Widmann et al (83)	2007	Treon	Guide Guide Navigation	Model	Bore	56 56 56					0,5 0,6 0,4	0,3 0,3 0,3	1,2 1,4 1							
Wittwer et al (84)	2006	Treon	Navigation	Humain	Implant	78		1,2	0,8	3,4	0,8	0,6	2							
Chiu et al (85)	2006	IGI DenX	Navigation	Model	Bore	80		0,43	0,56	2,23				4	3,5	13,6	0,37	0,28	1,04	
Kusumoto et al (86)	2006	PHANToM	Navigation	Model	Bore	6	X y	0,12 0,2	0,06 0,18											
Kramer et al (87)	2005	IGI DenX	Navigation	Model	Implant	40				0,3					4				0,3	
Hoffmann et al (88)	2005	Vector Vision	Navigation	Model	Bore	240		0,95	0,25					1,35	0,42		0,97	0,34		
Brief et al (89)	2005	RoboDent IGI DenX	Navigation	Model	Bore	15 15		0,35 0,65	0,17 0,58	0,75 2,37	0,47 0,68	0,18 0,31	0,72 1,22	2,12 4,21	0,78 4,21	3,64 20,43	0,32 0,61	0,21 0,36	0,71 1,43	
Widmann et al (90)	2005	Treon	Navigation	Model	Bore	112		0,42	0,26	1							0,25	0,12	0,60	
Wagner et al (91)	2003	VISIT	Navigation	Humain	Implant	32	Buccal Lingual	0,8 1	0,3 0,5	2,1 2,6	1,1 1,3	0,9 0,9	3,4 3,5	6,4		17,4				

Wanschitz et al (92)	2002	VISIT	Navigation	Cadavre	Implant	20	Buccal Lingual	0,55 0,49	0,31 0,38	1,5 1,4	1,44 1,36	0,79 0,7	3,5 3,2						
Wanschitz et al (93)	2002	VISIT	Navigation	Cadavre	Implant	15	Buccal Lingual	0,58 0,57	0,4 0,49	1,4 1,8	0,79 0,77	0,71 0,63	3,1 2,9	3,5	2,07	10,4			
Gaggl et al (94)	2002	SNM	Navigation	Model	Bore Implant	60 60		0,2 0,2									0,11 0,25	0,22 0,26	0,6 0,9
Brief et al (95)	2001	IGI DenX	Navigation	Model	Bore	38 8	Axe-x Axe-y Axe-x Axe-y	0,5 0,3 0,3 0,2		1,1 0,9 0,6 0,5	0,6 0,3 0,2 0,6		1,1 1 0,3 1,2				0,2 0,2 0,2 0,2		0,7 0,7 0,5 0,5
Gaggl et al (96)	2001	SNM	Navigation	Model	Bore	100											0,14	0,05	0,23

Annexe 3 : Étude de précision des systèmes dynamiques modifiée et adaptée d'après Jung et al (97).



Annexe 4 : Workflow implantaire.

BIBLIOGRAPHIE

1. Vacek JS, Gher ME, Assad DA, Richardson AC, Giambarresi LI. The dimensions of the human dentogingival junction. *Int J Periodontics Restorative Dent.* avr 1994;14(2):154-65.
2. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res.* juin 1991;2(2):81-90.
3. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol.* avr 2000;71(4):546-9.
4. Buser D, Martin W, Belser UC. Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19 Suppl:43-61.
5. Qahash M, Susin C, Polimeni G, Hall J, Wikesjö UME. Bone healing dynamics at buccal peri-implant sites. *Clin Oral Implants Res.* févr 2008;19(2):166-72.
6. Demurashvili G, Davarpanah K, Rajzbaum P, Szmukler-Moncler S, Davarpanah M. Manuel d'implantologie clinique: Concepts, intégration des protocoles et esquisse de nouveaux paradigmes - 3eme édition. Rueil-Malmaison: CDP; 2012. 656 p.
7. Davarpanah M. Manuel d'implantologie clinique: Concepts, protocoles et innovations récentes 2e édition.
8. Armand S. La restauration Unitaire Antérieure en Implantologie. Quintessence International. 2008. (Réussir).
9. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. janv 2015;46(1):9-17.
10. Cas clinique de Dr Derakhshan réalisé au DU d'implantologie de Toulouse.
11. Jacobs R, Adriansens A, Verstreken K, Suetens P, van Steenberghe D. Predictability of a three-dimensional planning system for oral implant surgery. *Dento Maxillo Facial Radiol.* mars 1999;28(2):105-11.
12. Kim RJ-Y, Park J-M, Shim J-S. Accuracy of 9 intraoral scanners for complete-arch image acquisition: A qualitative and quantitative evaluation. *J Prosthet Dent.* 10 juill 2018;

13. Güth J-F, Runkel C, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D, Keul C. Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clin Oral Investig.* juin 2017;21(5):1445-55.
14. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dento Maxillo Facial Radiol.* juill 2011;40(5):265-73.
15. Joda T, Gallucci GO. The virtual patient in dental medicine. *Clin Oral Implants Res.* juin 2015;26(6):725-6.
16. Schnutenhaus S, Gröller S, Luthardt RG, Rudolph H. Accuracy of the match between cone beam computed tomography and model scan data in template-guided implant planning: A prospective controlled clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 25 avr 2018;
17. Nkenke E, Zachow S, Benz M, Maier T, Veit K, Kramer M, et al. Fusion of computed tomography data and optical 3D images of the dentition for streak artefact correction in the simulation of orthognathic surgery. *Dento Maxillo Facial Radiol.* juill 2004;33(4):226-32.
18. Flügge T, Derksen W, Te Poel J, Hassan B, Nelson K, Wismeijer D. Registration of cone beam computed tomography data and intraoral surface scans - A prerequisite for guided implant surgery with CAD/CAM drilling guides. *Clin Oral Implants Res.* sept 2017;28(9):1113-8.
19. Miller RJ, Bier J. Surgical navigation in oral implantology. *Implant Dent.* mars 2006;15(1):41-7.
20. Scherer U, Stoetzer M, Ruecker M, Gellrich N-C, von See C. Template-guided vs. non-guided drilling in site preparation of dental implants. *Clin Oral Investig.* juill 2015;19(6):1339-46.
21. Guides chirurgicaux | LSF Dentaire [Internet]. Disponible sur: <http://www.lsfdentaire.fr/savoirfaire/travaux-complementaires/guides-chirurgicaux/>
22. Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants.* août 2003;18(4):571-7.
23. Le Gac O. ichonographie réalisée durant la pratique privée du Dr Le Gac.
24. Rebong RE, Stewart KT, Utreja A, Ghoneima AA. Accuracy of three-dimensional dental resin models created by fused deposition modeling, stereolithography, and Polyjet prototype technologies: A comparative study. *Angle Orthod.* mai 2018;88(3):363-9.

25. 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.
26. Geng W, Liu C, Su Y, Li J, Zhou Y. Accuracy of different types of computer-aided design/computer-aided manufacturing surgical guides for dental implant placement. *Int J Clin Exp Med*. 2015;8(6):8442-9.
27. Kühl S, Zürcher S, Mahid T, Müller-Gerbl M, Filippi A, Cattin P. Accuracy of full guided vs. half-guided implant surgery. *Clin Oral Implants Res*. juill 2013;24(7):763-9.
28. Ozan O, Turkyilmaz I, Ersoy AE, McGlumphy EA, Rosenstiel SF. Clinical accuracy of 3 different types of computed tomography-derived stereolithographic surgical guides in implant placement. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg*. févr 2009;67(2):394-401.
29. Colombo M, Mangano C, Mijiritsky E, Krebs M, Hauschild U, Fortin T. Clinical applications and effectiveness of guided implant surgery: a critical review based on randomized controlled trials. *BMC Oral Health*. 13 déc 2017;17(1):150.
30. 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*. sept 2009;20 Suppl 4:73-86.
31. Jung RE, Schneider D, Ganeles J, Wismeijer D, Zwahlen M, Hämmerle CHF, et al. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24 Suppl:92-109.
32. Vercruyssen M, Hultin M, Van Assche N, Svensson K, Naert I, Quirynen M. Guided surgery: accuracy and efficacy. *Periodontol 2000*. oct 2014;66(1):228-46.
33. Block MS, Emery RW, Lank K, Ryan J. Implant Placement Accuracy Using Dynamic Navigation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. févr 2017;32(1):92-9.
34. Block MS. Static and Dynamic Navigation for Dental Implant Placement. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg*. févr 2016;74(2):231-3.
35. Somogyi-Ganss E, Holmes HI, Jokstad A. Accuracy of a novel prototype dynamic computer-assisted surgery system. *Clin Oral Implants Res*. août 2015;26(8):882-90.
36. Elian N, Jalbout ZN, Classi AJ, Wexler A, Sarment D, Tarnow DP. Precision of flapless implant placement using real-time surgical navigation: a case series. *Int J Oral Maxillofac Implants*. déc 2008;23(6):1123-7.
37. Compston A. The structure and functions of the cerebellum examined by a new method. By Sir Victor Horsley, FRS, FRCS and R.H. Clarke, MA, MB. *Brain* 1908: 31; 45–124. *Brain*. 1 juin 2007;130(6):1449-52.

38. Ambrose J, Hounsfield G. Computerized transverse axial tomography. Br J Radiol. févr 1973;46(542):148-9.
39. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. Br J Radiol. déc 1973;46(552):1016-22.
40. Adams L, Krybus W, Meyer-Ebrecht D, Rueger R, Gilsbach JM, Moesges R, et al. Computer-assisted surgery. IEEE Comput Graph Appl. mai 1990;10(3):43-51.
41. Abb.4 ISG-Viewing-Wand. Das System arbeitet mit dem elektromechanischen... [Internet]. ResearchGate. Disponible sur: https://www.researchgate.net/figure/Abb4-ISG-Viewing-Wand-Das-System-arbeitet-mit-dem-elektromechanischen-Messarm-an_fig3_12652049
42. Réseau CHU, l'actualité des CHU: n° 701 du 5/11/2013 - Reins prélevés sur donneur vivant à l'aide d'un robot – Chirurgie sur mesure contre l'anévrisme de l'aorte [Internet]. Disponible sur: <https://www.reseau-chu.org/news-letter/2013/n-701-du-5112013-reins-preleves-sur-donneur-vivant-a-laide-dun-robot-chirurgie-sur-mesure-contre-lanevrisme-de-laorte/>
43. IRIS 100 - Système d'aide à la pose d'implants en temps réel [Internet]. Disponible sur: <http://www.implantologie-guidee.com>
44. Navident [Internet]. ClaroNav. Disponible sur: <https://www.claronav.com/navident/>
45. X-Guide » X-Nav Technologies [Internet]. Disponible sur: <http://www.x-navtech.com/x-guide/>
46. DENACAM System – mininavident | DENACAM | Dental implantology made easy [Internet]. Disponible sur: <http://www.mininavident.com/denacam-system/>
47. Chae YS, Lee SH, Lee HK, Kim MY. Optical coordinate tracking system using afocal optics for image-guided surgery. Int J Comput Assist Radiol Surg. févr 2015;10(2):231-41.
48. Le Gac O. Chirurgie assistée par ordinateur la navigation dynamique système x-guide [Internet]. LEFILDENTAIRE magazine dentaire. 2018. Disponible sur: <https://www.lefildentaire.com/articles/clinique/implantologie/chirurgie-assistee-par-ordinateur-la-navigation-dynamique-systeme-x-guide/>
49. Hassfeld null, Brief null, Raczkowsky null, Marmulla null, Mende null, Ziegler null. Computer-based approaches for maxillofacial interventions. Minim Invasive Ther Allied Technol MITAT Off J Soc Minim Invasive Ther. mars 2003;12(1):25-35.
50. Dynamic Surgical Guidance [Internet]. Navigate Surgical. Disponible sur: <https://www.navigatesurgical.com/>

51. Kownacki P, Morawiec T, Niedzielska I, Nawrat Z, Rój R, Baron S. Case Report: The Clinical Application of a Surgical Navigation System for Implant-Prosthetic Rehabilitation of the Patient with Maxillary Lateral Incisors Agenesis. *J Clin Case Rep* [Internet]. 6 nov 2015 [cité 31 août 2018];5(11). Disponible sur: <https://www.omicsonline.org/open-access/case-report-the-clinical-application-of-a-surgical-navigation-system-for-implant-prosthetic-rehabilitation-of-the-patient-with-maxil-2165-7920-1000650.php?aid=65557>
52. Armand S, Legac O, Galibourg A. [Computer-aided implantology: Contribution of the Robodent® passive robotic system.]. *Rev Stomatol Chir Maxillo-Faciale Chir Orale*. 2 août 2013;
53. Cassetta M, Giansanti M, Di Mambro A, Calasso S, Barbato E. Accuracy of two stereolithographic surgical templates: a retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res*. juin 2013;15(3):448-59.
54. Pettersson A, Komiyama A, Hultin M, Näsström K, Klinge B. Accuracy of virtually planned and template guided implant surgery on edentate patients. *Clin Implant Dent Relat Res*. août 2012;14(4):527-37.
55. Arisan V, Karabuda ZC, Pişkin B, Özdemir T. Conventional multi-slice computed tomography (CT) and cone-beam CT (CBCT) for computer-aided implant placement. Part II: reliability of mucosa-supported stereolithographic guides. *Clin Implant Dent Relat Res*. déc 2013;15(6):907-17.
56. Behneke A, Burwinkel M, Behneke N. Factors influencing transfer accuracy of cone beam CT-derived template-based implant placement. *Clin Oral Implants Res*. avr 2012;23(4):416-23.
57. D'haese J, Van De Velde T, Elaut L, De Bruyn H. A prospective study on the accuracy of mucosally supported stereolithographic surgical guides in fully edentulous maxillae. *Clin Implant Dent Relat Res*. avr 2012;14(2):293-303.
58. Di Giacomo GA, da Silva JV, da Silva AM, Paschoal GH, Cury PR, Szarf G. Accuracy and complications of computer-designed selective laser sintering surgical guides for flapless dental implant placement and immediate definitive prosthesis installation. *J Periodontol*. avr 2012;83(4):410-9.
59. Soares MM, Harari ND, Cardoso ES, Manso MC, Conz MB, Vidigal GM. An in vitro model to evaluate the accuracy of guided surgery systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. août 2012;27(4):824-31.
60. Ozan O, Orhan K, Turkyilmaz I. Correlation between bone density and angular deviation of implants placed using CT-generated surgical guides. *J Craniofac Surg*. sept 2011;22(5):1755-61.

61. Platzer S, Bertha G, Heschl A, Wegscheider WA, Lorenzoni M. Three-dimensional accuracy of guided implant placement: indirect assessment of clinical outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res.* oct 2013;15(5):724-34.
62. Tahmaseb A, De Clerck R, Eckert S, Wismeijer D. Reference-based digital concept to restore partially edentulous patients following an immediate loading protocol: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* août 2011;26(4):707-17.
63. Vasak C, Watzak G, Gahleitner A, Strbac G, Schemper M, Zechner W. Computed tomography-based evaluation of template (NobelGuide™)-guided implant positions: a prospective radiological study. *Clin Oral Implants Res.* oct 2011;22(10):1157-63.
64. Arisan V, Karabuda ZC, Ozdemir T. Accuracy of two stereolithographic guide systems for computer-aided implant placement: a computed tomography-based clinical comparative study. *J Periodontol.* janv 2010;81(1):43-51.
65. Nickenig H-J, Wichmann M, Hamel J, Schlegel KA, Eitner S. Evaluation of the difference in accuracy between implant placement by virtual planning data and surgical guide templates versus the conventional free-hand method - a combined in vivo - in vitro technique using cone-beam CT (Part II). *J Cranio-Maxillo-fac Surg Off Publ Eur Assoc Cranio-Maxillo-fac Surg.* oct 2010;38(7):488-93.
66. Pettersson A, Kero T, Gillot L, Cannas B, Fäldt J, Söderberg R, et al. Accuracy of CAD/CAM-guided surgical template implant surgery on human cadavers: Part I. *J Prosthet Dent.* juin 2010;103(6):334-42.
67. Tahmaseb A, van de Weijden JJ, Mercelis P, De Clerck R, Wismeijer D. Parameters of passive fit using a new technique to mill implant-supported superstructures: an in vitro study of a novel three-dimensional force measurement-misfit method. *Int J Oral Maxillofac Implants.* avr 2010;25(2):247-57.
68. Viegas VN, Dutra V, Pagnoncelli RM, de Oliveira MG. Transference of virtual planning and planning over biomedical prototypes for dental implant placement using guided surgery. *Clin Oral Implants Res.* mars 2010;21(3):290-5.
69. Dreiseidler T, Neugebauer J, Ritter L, Lingohr T, Rothamel D, Mischkowski RA, et al. Accuracy of a newly developed integrated system for dental implant planning. *Clin Oral Implants Res.* nov 2009;20(11):1191-9.
70. Ersoy AE, Turkyilmaz I, Ozan O, McGlumphy EA. Reliability of implant placement with stereolithographic surgical guides generated from computed tomography: clinical data from 94 implants. *J Periodontol.* août 2008;79(8):1339-45.

71. Ruppin J, Popovic A, Strauss M, Spüntrup E, Steiner A, Stoll C. Evaluation of the accuracy of three different computer-aided surgery systems in dental implantology: optical tracking vs. stereolithographic splint systems. *Clin Oral Implants Res.* juill 2008;19(7):709-16.
72. Van Assche N, van Steenberghe D, Guerrero ME, Hirsch E, Schutyser F, Quirynen M, et al. Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: a pilot study. *J Clin Periodontol.* sept 2007;34(9):816-21.
73. Di Giacomo GAP, Cury PR, de Araujo NS, Sendyk WR, Sendyk CL. Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: preliminary results. *J Periodontol.* avr 2005;76(4):503-7.
74. van Steenberghe D, Naert I, Andersson M, Brajnovic I, Van Cleynenbreugel J, Suetens P. A custom template and definitive prosthesis allowing immediate implant loading in the maxilla: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* oct 2002;17(5):663-70.
75. Kalt G, Gehrke P. Transfer precision of three-dimensional implant planning with CT assisted offline navigation. *Int J Comput Dent.* 2008;11(3-4):213-25.
76. Vrielinck L, Politis C, Schepers S, Pauwels M, Naert I. Image-based planning and clinical validation of zygoma and pterygoid implant placement in patients with severe bone atrophy using customized drill guides. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* févr 2003;32(1):7-14.
77. Emery RW, Merritt SA, Lank K, Gibbs JD. Accuracy of Dynamic Navigation for Dental Implant Placement-Model-Based Evaluation. *J Oral Implantol.* oct 2016;42(5):399-405.
78. Behneke A, Burwinkel M, Knierim K, Behneke N. Accuracy assessment of cone beam computed tomography-derived laboratory-based surgical templates on partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res.* févr 2012;23(2):137-43.
79. Widmann G, Keiler M, Zangerl A, Stoffner R, Longato S, Bale R, et al. Computer-assisted surgery in the edentulous jaw based on 3 fixed intraoral reference points. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* mai 2010;68(5):1140-7.
80. Widmann G, Widmann R, Stoffner R, Widmann E, Rieger T, Remensberger S, et al. Multipurpose navigation system-based concept for surgical template production. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* mai 2009;67(5):1113-20.
81. Casap N, Wexler A, Eliashar R. Computerized navigation for surgery of the lower jaw: comparison of 2 navigation systems. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* juill 2008;66(7):1467-75.

82. Wittwer G, Adeyemo WL, Schicho K, Birkfellner W, Enislidis G. Prospective randomized clinical comparison of 2 dental implant navigation systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. oct 2007;22(5):785-90.
83. Widmann G, Widmann R, Widmann E, Jaschke W, Bale R. Use of a surgical navigation system for CT-guided template production. *Int J Oral Maxillofac Implants*. févr 2007;22(1):72-8.
84. Wittwer G, Adeyemo WL, Schicho K, Gigovic N, Turhani D, Enislidis G. Computer-guided flapless transmucosal implant placement in the mandible: a new combination of two innovative techniques. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. juin 2006;101(6):718-23.
85. Chiu W-K, Luk W-K, Cheung L-K. Three-dimensional accuracy of implant placement in a computer-assisted navigation system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. juin 2006;21(3):465-70.
86. Kusumoto N, Sohmura T, Yamada S, Wakabayashi K, Nakamura T, Yatani H. Application of virtual reality force feedback haptic device for oral implant surgery. *Clin Oral Implants Res*. déc 2006;17(6):708-13.
87. Kramer F-J, Baethge C, Swennen G, Rosahl S. Navigated vs. conventional implant insertion for maxillary single tooth replacement. *Clin Oral Implants Res*. févr 2005;16(1):60-8.
88. Hoffmann J, Westendorff C, Schneider M, Reinert S. Accuracy assessment of image-guided implant surgery: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. juin 2005;20(3):382-6.
89. Brief J, Edinger D, Hassfeld S, Eggert G. Accuracy of image-guided implantology. *Clin Oral Implants Res*. août 2005;16(4):495-501.
90. Widmann G, Widmann R, Widmann E, Jaschke W, Bale RJ. In vitro accuracy of a novel registration and targeting technique for image-guided template production. *Clin Oral Implants Res*. août 2005;16(4):502-8.
91. Wagner A, Wanschitz F, Birkfellner W, Zauza K, Klug C, Schicho K, et al. Computer-aided placement of endosseous oral implants in patients after ablative tumour surgery: assessment of accuracy. *Clin Oral Implants Res*. juin 2003;14(3):340-8.
92. Wanschitz F, Birkfellner W, Watzinger F, Schopper C, Patruta S, Kainberger F, et al. Evaluation of accuracy of computer-aided intraoperative positioning of endosseous oral implants in the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res*. févr 2002;13(1):59-64.

93. Wanschitz F, Birkfellner W, Figl M, Patruta S, Wagner A, Watzinger F, et al. Computer-enhanced stereoscopic vision in a head-mounted display for oral implant surgery. *Clin Oral Implants Res.* déc 2002;13(6):610-6.
94. Gaggl A, Schultes G. Assessment of accuracy of navigated implant placement in the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants.* avr 2002;17(2):263-70.
95. Brief J, Haßfeld S, Sonnenfeld U, Persky N, Krempien R, Treiber M, et al. Computer-guided insertion of dental implants - a clinical evaluation [Internet]. undefined. 2001 [cité 29 août 2018]. Disponible sur: /paper/Computer-guided-insertion-of-dental-implants-a-Brief-Ha%C3%9Ffeld/0c4dd9a08579115b985768ee78fb971c37c8b662
96. Gaggl A, Schultes G, Kärcher H. Navigational precision of drilling tools preventing damage to the mandibular canal. *J Cranio-Maxillo-fac Surg Off Publ Eur Assoc Cranio-Maxillo-fac Surg.* oct 2001;29(5):271-5.
97. Jung RE, Schneider D, Ganeles J, Wismeijer D, Zwahlen M, Hämmerle CHF, et al. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24 Suppl:92-109.

Table des figures :

Figure 1 : Illustration du positionnement mésio-distal d'un implant unitaire antérieur en position d'encastrement d'après Buser (4)	13
Figure 2 : Illustration du positionnement vestibulo-palatin d'un implant unitaire antérieur en position d'encastrement d'après Buser (4)	13
Figure 3 : Illustration adaptée d'après le manuel d'implantologie clinique 2 ^e édition (7).....	14
Figure 4: Illustration de l'enfouissement implantaire et sa répercussion sur le positionnement du collet anatomique, extrait de « La restauration unitaire antérieure en implantologie » (8).....	14
Figure 5 : Exemple de projet prothétique avec wax-up (10).....	17
Figure 6 : Exemple de guide radiologique (10).....	17
Figure 7 : Planche radiographique avec coupes coronales et calque d'implants	18
Figure 8 : Exemple de conception de projet prothétique sur Dental Wings®.....	20
Figure 9 : Photo d'un guide chirurgical (21).....	24
Figure 10 : Guide statique réalisé par conception et fabrication assistées par ordinateur (23).....	26
Figure 11: image illustrant les différents paramètres de comparaison de placement implantaire (25).....	27
Figure 12 : Photo d'appareillage de stéréotaxie (37).....	33
Figure 13 : Clichés de mise en œuvre du Viewing-Wand (41).....	33
Figure 14 : Chirurgie de prélèvement rénal sur donneur vivant (42).....	34
Figure 15 : Frise chronologique faisant apparaître des principaux moyens de navigation dynamique en implantologie.....	34
Figure 16 : Photos de marqueurs nécessaires en bouche lors de l'examen radiologique pour les systèmes IRIS-100® (43), Navident® (44) et X-Guide® (45)	35
Figure 17 : Étapes de mise en œuvre du dispositif intra-oral d'IRIS-100®.....	35
Figure 18 : Étapes de mise en œuvre du dispositif intra-oral de Navident® (44).....	35
Figure 19 : Étapes de mise en œuvre du X-clip®.....	36
Figure 20 : Encombrement en bouche des systèmes : IRIS-100®, Navident® et X-Guide®.....	36
Figure 21 : Capture d'écran des marqueurs radio-opaques des systèmes : IRIS-100®, Navident® et X-Guide®.....	36
Figure 22 : Apparition du projet prothétique superposé au fichier radiologique des systèmes Navident® et X-Guide®.....	37
Figure 23 : Capture d'écran des logiciels lors du choix et du placement implantaire de l'IRIS-100®, Navident® et X-Guide®.....	37
Figure 24 : Chariots des systèmes IRIS-100® (43), Navident® (44) et X-Guide® (45).....	37
Figure 25 : Les différents environnements chirurgicaux des systèmes IRIS-100®, Navident® et X-Guide®.....	38
Figure 26 : Système DENACAM® (46).....	38
Figure 27 : Contre-angles chirurgicaux et marqueurs des systèmes IRIS-100®, Navident® et X-Guide®.....	39
Figure 28 : Parties intra-buccales des systèmes avec le « tracker » pour l'IRIS-100®, Navident® et X-Guide®.....	39
Figure 29 : Gabarits des différents « trackers patient » en bouche lors de la chirurgie.....	39
Figure 30 : Étapes d'étalonnage de l'IRIS100®.....	40
Figure 31 : Étapes d'étalonnage du système Navident®.....	40
Figure 32 : Étapes d'étalonnage du X-Guide®.....	41
Figure 33 : Environnement chirurgical des différents systèmes de navigation.....	42
Figure 34 : Capture des écrans de navigation pendant le temps chirurgical.....	42

<i>Figure 35 : Diagramme des étapes cliniques, de planification et d'étalonnage de : IRIS-100®, Navident® et X-Guide®.....</i>	<i>44</i>
<i>Figure 36 : Mise en place du X-clip® en position de 23-24.....</i>	<i>45</i>
<i>Figure 37 : Matching de la radiographie tridimensionnelle et d'empreinte optique intra-oral.....</i>	<i>46</i>
<i>Figure 38 : Positionnement du l'implant en 21.....</i>	<i>46</i>
<i>Figure 39 : Vérification de la concordance entre la clinique et l'interface de navigation.....</i>	<i>47</i>
<i>Figure 40 : Interface chirurgicale lors de l'acte avec la progression du foret.....</i>	<i>47</i>
<i>Figure 41 : Étalonnage du nouveau foret à l'aide de la Go-Plate®.....</i>	<i>47</i>
<i>Figure 42 : Étalonnage de l'implant et son porte implant puis sa mise en place.....</i>	<i>48</i>
<i>Figure 43 : ROG per-opératoire en vestibulaire de 21.....</i>	<i>48</i>
<i>Figure 44 : Sutures.....</i>	<i>48</i>
<i>Figure 45 : Illustration de la miniaturisation des capteurs et de l'évolution de l'ergonomie au cours de la chirurgie : systèmes Inliant® (50), IGI-DenX® (51) et Robodent® (52).....</i>	<i>49</i>

**APPORTS DE LA ROBOTIQUE PASSIVE EN CHIRURGIE IMPLANTAIRE :
ANALYSE DES DIFFERENTS SYSTEMES ET MISE EN ŒUVRE CLINIQUE.**

RESUME EN FRANÇAIS :

Le positionnement implantaire répond aux impératifs dictés par le projet prothétique et les données biologiques. Aujourd'hui, les systèmes de navigation guidés permettent la planification implantaire et le report en bouche avec une précision et une ergonomie adaptées aux exigences chirurgicales. De plus, les différents systèmes de robotique passive permettent une vérification et un contrôle en temps réel du geste chirurgical offrant un grand confort pour le praticien et assurant une qualité de traitement pour les patients.

TITRE EN ANGLAIS: **Contributions of dynamic navigation in implant surgery:
analysis of different systems and clinical implementation.**

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Chirurgie dentaire

MOTS-CLES : Robotique passive, implantologie, Chirurgie guidée par ordinateur,
Navigation dynamique.

INTITULE ET ADRESSE DE L'U.F.R. :

Université Toulouse III-Paul Sabatier - Faculté de chirurgie dentaire 3, Chemin des
Maraîchers 31062 Toulouse Cedex

DIRECTEUR DE THÈSE : Pr Serge ARMAND