



HAL
open science

Application des techniques d'imagerie médicale à la chirurgie implantaire en cancérologie - Evaluation de systèmes de repositionnement non invasifs d'aide à la chirurgie implantaire en cancérologie

Anne-Gaëlle Bodard

► **To cite this version:**

Anne-Gaëlle Bodard. Application des techniques d'imagerie médicale à la chirurgie implantaire en cancérologie - Evaluation de systèmes de repositionnement non invasifs d'aide à la chirurgie implantaire en cancérologie. Sciences du Vivant [q-bio]. Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2009. Français. NNT: . tel-00444047

HAL Id: tel-00444047

<https://theses.hal.science/tel-00444047>

Submitted on 5 Jan 2010

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITE JOSEPH FOURIER

**ECOLE DOCTORALE POUR L'INGENIERIE, LA SANTE, LA
COGNITION ET L'ENVIRONNEMENT**

Doctorat d'Université

Ingénierie de la cognition, de l'interaction, de l'apprentissage et de la création

CHAUX-BODARD Anne-Gaëlle

**Application des techniques d'imagerie médicale à la chirurgie implantaire
en cancérologie**

Evaluation de systèmes de repositionnement non invasifs d'aide à la chirurgie
implantaire en cancérologie

Thèse dirigée par : Docteur Thomas Fortin

Jeudi 17 décembre 2009

Jury :

Professeur Baudet-Pommel Martine
Professeur Pierre Breton
Professeur Denis Bourgeois
Professeur Jean-Loup Coudert
Professeur Jacques Demongeot
Professeur Guillaume Malquarti
Docteur Thomas Fortin

Remerciements

Aux membres du jury,

Au Professeur Jacques Demongeot,
Pour avoir accepté la présidence de notre jury et pour votre immense savoir, recevez l'expression de notre profond respect.

Au Professeur Martine Baudet-Pommel,
Pour votre engagement sans faille en faveur de la promotion de l'internat en odontologie, soyez assurée de notre grande admiration.

Au Professeur Pierre Breton,
Pour notre collaboration quotidienne, source d'un apprentissage de tous les instants, en témoignage de notre amitié respectueuse.

Au Professeur Denis Bourgeois,
Pour la gestion efficace de la faculté d'odontologie et votre soutien rassurant, recevez nos sincères remerciements.

Au Professeur Guillaume Malquarti,
Pour votre honnêteté et votre engagement à nos côtés, soyez assurés de notre amitié sincère.

Au Professeur Jean-Loup Coudert,
Pour votre présence patriarcale et le modèle que vous êtes pour chacun de nous, pour tout ce que vous nous avez appris, recevez mes plus vifs remerciements.

Au Docteur Thomas Fortin,
Pour l'aide apportée tout au long de ce travail et pour tous les travaux à venir, recevez mes sincères amitiés.

Au personnel de la Faculté d'Odontologie et du Service de Consultations et Traitements Dentaires, et en particulier du service de Chirurgie Buccale.

A mes collègues du CRLCC Léon Bérard

Remerciements

A Stéphane, Clémence et Camille, rien n'est assez fort pour dire tout ce que vous représentez pour moi. Merci.

A mes parents, vous êtes (toujours) ma source et mes racines, même si la graine a germé depuis longtemps maintenant !

A ma famille et belle-famille, (et assimilés !)

A mes amis fidèles, un peu trop nombreux pour que je vous cite sans en oublier. Merci pour tous ces moments de bonheur.

A Samuel, Sophie D, Zora, pour votre soutien quotidien et votre capacité à répondre présent.

Aux internes et à mes étudiants, parce que sans vous, ça ne vaudrait pas la peine...

A mes patients, pour la belle leçon de vie que vous nous donnez, pour nous pousser à aller plus loin chaque jour. Parce qu'« on n'a plus le temps de mentir ».

Résumé :

L'utilisation de systèmes d'aide à la chirurgie implantaire assistés par ordinateur en chirurgie implantaire en cancérologie permettrait de réaliser une chirurgie moins invasive et de planifier le résultat de la réhabilitation, limitant les risques de séquelles radio-induites, comme l'ostéoradionécrose, engageant le pronostic vital du patient. La stabilisation des guides radio-chirurgicaux devrait se faire de manière non invasive afin de limiter le traumatisme osseux.

Nous avons mis au point et testé cliniquement deux systèmes de repositionnement non invasifs, l'un intra-oral, l'autre extra-oral, couplés à un logiciel de planification implantaire. Les critères évalués sont la précision, le coût, le temps de mise en place et de dépose des systèmes, ainsi que 6 critères subjectifs (ergonomie, facilité de fabrication, réalisation, utilisation, encombrement, stabilité peropératoire et confort pour le patient).

9 patients ont été implantés ; 2 implants n'ont pas pu être mis en place. Le résultat prothétique est conforme à la planification. Pour le système extra-oral, l'erreur entre les implants planifiés et les implants mis en place est de $6,04^\circ$ en rotation, 2,14 mm à l'émergence et 2,16 mm à l'apex. Le temps de mise en place et de dépose du système est de 7,8 minutes. Pour le système intra-oral, l'erreur est de $5,05^\circ$ en rotation, 1,13 mm à l'émergence et 1,82 mm à l'apex. Le temps de mise en place et de dépose du système est de 7,6 minutes. La précision des systèmes est inférieure à celle des systèmes d'ancrage invasifs (minivis) ; les critères subjectifs répondent au cahier des charges fixé. L'application de ces systèmes aux implants extra-oraux est en développement.

Mots clés :

Chirurgie assistée par ordinateur

Implants dentaires

Examen tomodensitométrie

Lambeaux microanastomosés

Summary :

The use of computer-aided systems for implant placement in cancer patients could lead to a minimally invasive surgery, planification of the prosthetic result and thus, decrease the risk of osteoradionecrosis. The stabilization of the template should be as less invasive as possible to decrease the osseous trauma. Two non invasive repositioning systems are tested, one intra-oral and one extra-oral, coupled with a computer-aided system for oral implantology. The criteria for evaluation are: cost, accuracy, time for placement and removal, and 6 subjective criteria (ease of use and production, overload, comfort for the patient, stability during surgery, ergonomic).

9 patients were included; 2 implants were not placed. The prosthetic result was similar as planned. For the extra-oral system, the difference between planned and real implants was 6,04° (angular deviation), 2,14 mm at the tip of the implant and 2,16 mm at the base. For the intra-oral system, the difference was respectively 5,05°, 1,13 mm and 1,82mm. The time for placement and removal of the system was 7,6 minutes. The accuracy of the systems is worse than invasive systems, using miniscrews; the subjective evaluation is conforming to the criteria established. The use of these systems for extra-oral implants is currently developing.

Key words :

Computer-assisted surgery

Dental implants

CT-Scan

Microvascular flaps

Laboratoire d'accueil :

Laboratoire TIMC- IMAG

Techniques de l'imagerie médicale et de la complexité

Faculté de médecine

Domaine de la Merci

38170 La Tronche

France

Tél : 04.56.52.01.08.

Fax : 04.56.52.00.44.

Sommaire

Introduction	12
Problématique	16
<u>PREMIERE PARTIE :</u>	
<u>INTERETS DE L'IMPLANTOLOGIE EN CANCEROLOGIE</u>	17
A / SEQUELLES DES TRAITEMENTS ANTICANCEREUX ET INCIDENCE SUR LA REHABILITATION PROTHETIQUE	17
1- La chirurgie	17
I- Conséquences anatomiques	17
II- Conséquences fonctionnelles et occlusales	18
III- Conséquences esthétiques et psychologiques	22
2- La radiothérapie	23
I- Au niveau des muscles masticateurs	24
II- Au niveau des tissus de recouvrement	24
III- Au niveau des glandes salivaires	25
IV- Au niveau osseux	26
B / PLACE DE L'IMPLANTOLOGIE EN CANCEROLOGIE	29
1- Spécificités de l'ostéointégration en terrain irradié	29
2- Limites de l'implantologie en cancérologie	31
I- Site implantaire et dose d'irradiation	31

II-	Evaluation du résultat prothétique	31
III-	Gestion des tissus mous	32
IV-	Perte osseuse marginale péri-implantaire	33
V-	Ostéoradionécrose et implants	34
VI-	Perspectives	34
<u>DEUXIEME PARTIE : CHIRURGIE IMPLANTAIRE ASSISTEE</u>		37
A / LES GUIDES RADIOCHIRURGICAUX EN CHIRURGIE IMPLANTAIRE CHEZ LE PATIENT SAIN		37
1- Les différents systèmes de guides radiochirurgicaux		37
2- Précision des systèmes de guidage radiochirurgicaux en implantologie orale		39
B / MARQUEURS FIDUCIAIRES ET STEREOTAXIE		41
1- Marqueurs fiduciaires		41
I-	Systèmes invasifs	41
II-	Systèmes non invasifs	41
2- Stéréotaxie		42
C / SYSTEMES D'AIDE A LA CHIRURGIE MAXILLO-FACIALE		43
D / LA CHIRURGIE MINIMALEMENT INVASIVE		45
1- Avantages de la chirurgie minimalement invasive		45
2- Inconvénients et limites		46

<u>TROISIEME PARTIE : RESULTATS ATTENDUS ET PERSPECTIVES</u>	47
A / PROBLEMATIQUE EN CANCEROLOGIE	47
1- Intérêt de l'implantologie en cancérologie	47
2- Intérêts de la chirurgie minimalement invasive en cancérologie	47
3- Limites des systèmes existants	48
4- Définition du cahier des charges des systèmes de repositionnement non invasifs	49
B / RESULTATS ATTENDUS ET PERSPECTIVES	49
Matériel et Méthodes	51
A / MATERIEL	52
1- Population étudiée	52
2- Guide radiochirurgical utilisé : Easyguide®	53
3- Description du système extra-oral	54
4- Description du système intra-oral	58
B / METHODES	59
1- Protocole	59
2- Critères évalués	61

Résultats	63
1- Evaluation du système extra-oral	65
I- Critères objectifs	65
II- Critères subjectifs	67
2- Evaluation du système intra-oral	68
I- Critères objectifs	68
II- Critères subjectifs	70
3- Evaluation croisée	71
4- Coût	72
5- Critères d'évaluation de l'intérêt d'un système de guidage radiochirurgical	72
6- Résultats par patient : exemple du patient n°1 (système extra-oral) et du patient n°6 (système intra-oral)	73
Discussion	77
A / ANALYSE DES RESULTATS	78
1- Précision des systèmes	78
2- Modifications du temps opératoire	81
3- Coût	82

4- Compatibilité avec le bloc opératoire	82
5- Encombrement	83
6- Facilité de réalisation et de fabrication	83
7- Facilité d'utilisation	84
8- Stabilité pendant l'intervention	84
9- Confort pour le patient	85
10- Evaluation croisée	85
11- Evolutions des systèmes	86
12- Réponse à la problématique posée	88
B / EVOLUTIONS ET PERSPECTIVES	89
1- Poursuite de l'étude dans le cadre du protocole ATIM	89
2- Application des techniques d'imagerie médicale à l'implantologie extra-orale	95
Conclusion	107
Références	110
Annexes	131

Annexe 1 : Légendes des figures et tableaux	132
Annexe 2 : Utilisation du logiciel CadImplant-Easyguide®	135
Annexe 3 : Tableaux des résultats	139
Publications	141

INTRODUCTION

En cancérologie des voies aéro-digestives supérieures, la réhabilitation occluso-prothétique est une des phases ultimes d'un protocole thérapeutique global et multidisciplinaire qui vise à traiter la tumeur puis restaurer les fonctions et l'esthétique oro-faciale.

Les traitements anticancéreux entraînent des modifications tant anatomiques qu'histologiques des tissus oraux.

Nous ne traiterons pas des chirurgies au niveau maxillaire, la réhabilitation étant la plupart du temps assurée par une prothèse de type obturatrice. La mandibule, par ses particularités anatomiques, n'offre pas les mêmes possibilités de réhabilitation conventionnelle.

La chirurgie d'exérèse mandibulaire est interruptrice ou non interruptrice. Les tumeurs exclusivement mandibulaires sont rares, néanmoins la mandibule est fréquemment envahie par continuité en cas de carcinome épidermoïde du plancher, du sillon pelvi-glosse ou de la gencive. L'exérèse emporte la lésion et une partie de l'os mandibulaire, correspondant soit à une zone pathologique, soit à une zone de « marge de sécurité » péri lésionnelle. Elle est suivie d'une chirurgie reconstructrice des parties molles (lambeau cutané, myo-cutané ou muqueux) et éventuellement d'une reconstruction osseuse par lambeau ostéo-myo-cutané.

La chirurgie reconstructrice vise à rétablir la fonction mandibulaire, restaurer les défauts des tissus mous, restituer un volume osseux adéquat, prévenir la résorption ultérieure de la greffe, rendre un contour facial harmonieux et symétrique, donner une meilleure assise à la prothèse ultérieure, permettre une normalisation des fonctions oro-faciales et ne pas interférer avec la surveillance carcinologique (Cheynet, 1995).

La chirurgie est complétée dans la plupart des cas (hors petites tumeurs classées T1N0) par des traitements non chirurgicaux : la radiothérapie et la chimiothérapie.

La chimiothérapie, dont les effets sont transitoires et n'ont pas de conséquence à moyen et long terme sur nos réhabilitations orales, ne sera pas développée.

La radiothérapie altère durablement la physiologie et l'histologie osseuses, en agissant notamment au niveau des ostéoblastes et de la vascularisation.

Le recours à l'implantologie a constitué une avancée considérable dans la restauration de la qualité de vie de ces patients. Les premières études sur l'ostéointégration en terrain

irradié datent d'une vingtaine d'années seulement (Parel, 1991 ; Niimi, 1997 ; Niimi, 1998). Il s'agit donc d'une thérapeutique récente, dont le développement a été ralenti par la crainte de voir se développer des ostéoradionécroses. Par ailleurs, le principal souci des cliniciens, chirurgiens ou oncologues, était jusqu'à présent d'obtenir une ostéointégration implantaire satisfaisante. L'expérience clinique aidant, la finalité prothétique est apparue comme primordiale à prendre en compte chez ces patients aux fonctions oro-faciales gravement perturbées. L'utilisation de guides radiochirurgicaux d'aide à la chirurgie implantaire et s'appuyant sur l'imagerie tridimensionnelle est proposée.

Ces guides reposent sur une planification de la chirurgie implantaire en fonction du résultat prothétique souhaité. Chez le patient sain édenté total, ils sont fixés par des minivis ou sont repositionnés grâce à l'occlusion, donnée par la prothèse antagoniste. Ces systèmes de repositionnement ne peuvent être utilisés en cancérologie. En effet, les implants sont mis en place sous anesthésie générale le plus souvent, où le contrôle occlusal est rendu pratiquement impossible (intubation par voie buccale fréquente sur les larynx radiques). De plus, la chirurgie reconstructrice apporte des palettes cutanéomuqueuses épaisses et mobiles : le guide radiochirurgical repose sur une palette épaisse et non kératinisée et doit impérativement être stabilisé. L'épaisseur des lambeaux est parfois trop importante pour les dimensions des minivis ou mini-implants. Enfin, l'altération radio-induite de la physiologie osseuse fait éviter tout traumatisme supplémentaire. La mise au point de systèmes non invasifs de repositionnement des guides implantaires et la validation de leur précision est donc apparue nécessaire à l'évolution de la pratique implantaire en cancérologie.

Dans ce travail, nous avons mis au point deux systèmes de repositionnement non invasifs, peu coûteux, aisés à mettre en œuvre, compatibles avec l'ergonomie du bloc opératoire. Le premier système, extra-oral, consiste en un masque facial, similaire à ceux utilisés en radiothérapie externe, modifié et dont la précision a pu être appréciée sur pièces anatomiques. Le prototype testé a bénéficié d'évolutions afin de pouvoir être utilisé cliniquement. Le second système est intra-oral et repose sur le principe d'un écarteur et abaisseur lingual, utilisé aussi en radiothérapie pour l'immobilisation et l'éloignement du maxillaire antagoniste, et mis au point dans l'unité d'odontologie du Centre Léon Bérard (Bodard, 2009). Après une description des systèmes, de leur conception et de leurs évolutions,

l'utilisation de ces systèmes en implantologie orale en cancérologie est illustrée et une analyse des systèmes est effectuée. Les travaux actuels en cours sont mis en perspective, à savoir la poursuite de l'étude clinique intitulée « Application des techniques médicales à la chirurgie implantaire en cancérologie dans le but de réduire l'invasivité des actes » (protocole ATIM), menée au Centre régional de Lutte Contre le Cancer Léon Bérard et financée par le PHRC 2006, ainsi que l'utilisation de systèmes d'imagerie médicale et la conception de dispositifs de repositionnement de guides implantaires en implantologie extra-orale.

PROBLEMATIQUE

PREMIERE PARTIE : INTERETS DE L'IMPLANTOLOGIE EN CANCEROLOGIE

A / SEQUELLES DES TRAITEMENTS ANTICANCEREUX ET INCIDENCE SUR LA REHABILITATION PROTHETIQUE

1- La chirurgie

I- Conséquences anatomiques (Guerrier, 1980)

La chirurgie d'exérèse de l'ensemble des tissus buccaux aura des conséquences sur notre réhabilitation implanto-prothétique.

Au niveau des tissus mous, les résections labiales ou jugales entraînent une reconstruction qui ne doit négliger ni l'aspect fonctionnel, respectant en particulier le couloir prothétique, ni l'aspect esthétique. Les tumeurs linguales sont traitées par des glossectomies plus ou moins étendues. La suture directe de la langue à la muqueuse provoque souvent un accolement de la langue à la gencive lors de la cicatrisation, limitant la mobilité linguale (ankyloglossie) et supprimant le sillon gingivo-pelvi-lingual.



Figure 1 : Glossectomie marginale gauche ; aspect après radiothérapie externe + curiethérapie (CLB)

Les pelvectomies sont parfois associées à une résection mandibulaire ; on parle alors de pelvi-mandibulectomie, qui peut être interruptrice ou non. Les séquelles anatomiques d'une telle chirurgie sont similaires aux séquelles de la glossectomie partielle. En cas de mandibulectomie interruptrice, une reconstruction par lambeau ostéo-cutané pourra être discutée.

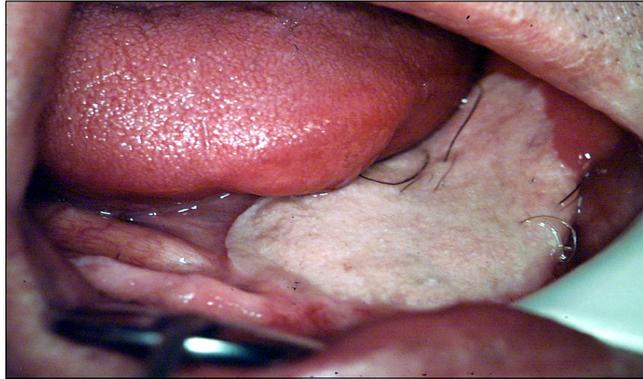


Figure 2 : Perte de substance pelvimandibulaire reconstruite par lambeau antebrachial (CLB)

Les modifications du support osseux sont consécutives de la chirurgie d'exérèse.

Il convient de distinguer les pertes de substance mandibulaire sans interruption de la continuité mandibulaire (PSMnI) et les pertes de substance mandibulaires avec interruption de la continuité mandibulaire (PSMI).

Les PSMnI sont réalisées pour les carcinomes gingivaux ou pelvi-buccaux, dont l'atteinte osseuse radiologique n'est pas avérée. Elles peuvent se localiser au niveau symphysaire ou latéral. La diminution du volume osseux entraîne une fragilisation de celui-ci et un décalage vertical avec la mandibule résiduelle et les éventuelles dents controlatérales (Hassfeld, 2000). La perte dentaire associée à l'exérèse diminue fortement le calage mandibulaire, accentuant cette latéro-déviations. La reconstruction peut se faire par lambeau myo-muqueux, l'un des plus fréquemment utilisés étant le Famm-flap (*facial artery musculomucosal flap* ou lambeau musculomuqueux de buccinateur pédiculé sur l'artère faciale (Ayad, 2008 ; Wolber, 2008 ; Hatoko, 2002)).

Les PSMI peuvent être symphysaires, latérales, ou rarement condyliennes. Les pertes de substance symphysaires sont reconstruites systématiquement ; en effet, les moignons mandibulaires résiduels sont déplacés en dedans, créant des troubles fonctionnels majeurs. Les principales greffes osseuses réalisées sont des transferts osseux vascularisés tels les lambeaux microanastomosés de fibula ou de crête iliaque (Reychler, 1996). Les atteintes mandibulaires latérales provoquent une latérodéviation et un recul du menton, par le jeu des insertions musculaires. L'hémimandibule résiduelle est projetée en dedans. Le comblement du défaut peut être assuré par un lambeau musculo-cutané de type grand pectoral, qui ne restaure que les tissus mous et ne permet pas de lutter contre les jeux musculaires pervers. Plus satisfaisantes sont les reconstructions par lambeau ostéo-musculo-cutané (de type fibula ou iliaque), recréant à la fois l'arc anatomique mandibulaire osseux et les tissus de recouvrement. Chez le patient fragile ou en cas de contre-indication loco-régionale ou générale à la réalisation de lambeaux, la stabilisation de la perte de substance pourra se faire grâce à une attelle (endoprothèse).



Figure 3 : Aspect endobuccal d'un lambeau de fibula microanastomosé (CLB)



Figure 4 : Scanner correspondant – patient traité par lambeau de fibula microanastomosé (CLB)

II- Conséquences fonctionnelles et occlusales

La glossectomie partielle ou subtotale entraîne une diminution des mouvements linguaux ; une hypertrophie compensatoire controlatérale est fréquemment observée, déstabilisant ainsi toute réhabilitation prothétique. Par ailleurs, une atteinte des terminaisons nerveuses et sensitives est systématique. Les troubles phonatoires sont inévitables.

Selon une étude de Rolland et Margainaud (in : Brugère, 1995), après pelvi mandibulectomie sans atteinte de la continuité mandibulaire, seul 1 patient sur 2 peut être appareillé par prothèse conventionnelle. Vingt pour cent des patients retrouvent une mastication satisfaisante.

Au niveau mandibulaire, les chirurgies non interromptrices n'auront que peu de conséquences. Il existe cependant un décalage vertical important entre la zone intacte et la zone réséquée. Par ailleurs, les lambeaux de couverture type fann-flap apportent un tissu non kératinisé, fragile, mobile par rapport au plan osseux sous jacent et épais.

Les pertes de substance interromptrices seront fortement perturbatrices des fonctions orales. Le menton est dévié et reculé. Le fragment mandibulaire restant est projeté en dedans. Les cycles masticatoires sont aléatoires, ralentis, aucune périodicité ne peut être retrouvée (Grellet, 1990). Ils ne sont plus en goutte d'eau mais diagonaux, avec un certain degré de liberté dans les mouvements latéraux. La position d'intercuspidie maximale est instable. La perte de la force masticatoire est d'environ 50% (Namaki, 2004). Les contraintes transmises au niveau osseux sont plus faibles mais plus mal réparties que chez le sujet sain. Une incompétence labiale est fréquente, entraînant une incontinence salivaire. Une gêne aux mouvements d'ouverture et fermeture buccale, des troubles de l'articulé dentaire, une gêne à la déglutition sont observés (Payement, 1995). Il semblerait que la préservation du coroné et du condyle permette de limiter les séquelles intra-articulaires, le meilleur résultat étant obtenu avec une restauration de la continuité mandibulaire (Hamada, 2001).



Figure 5 : Latérodéviations mandibulaires à l'ouverture buccale chez un patient traité par pelvimandibulectomie interruptrice (CLB)

Pour les pertes de substance reconstruites par lambeau osseux, la restauration de l'arc osseux limite la latérodéviations. Les conditions biomécaniques restent néanmoins originales et évolutives en fonction des processus de cicatrisation et de la récupération fonctionnelle manducatrice du patient (Cheynet, 1995). Ces lambeaux apportent une hauteur d'os généralement comprise entre 10 et 15 mm de diamètre et une palette de recouvrement. Celle-ci est d'une épaisseur très supérieure à celle de la gencive, n'est pas fixée par rapport au tissu osseux sous-jacent, n'est pas kératinisée et ne permet généralement pas en première intention la création d'un vestibule ; il est souvent nécessaire de faire des vestibuloplasties afin de recréer un sillon labio-gingival et un sillon gingivo-lingual. Un désépaississement du lambeau est fréquemment réalisé. Ces chirurgies sont parfois impossibles à effectuer, du fait des antécédents d'irradiation, qui, outre la fibrose post-radique entraînant une absence totale de souplesse tissulaire, augmentent le risque de nécrose muqueuse ou osseuse. Reyhler (1996) a noté des anomalies de l'articulé entre le maxillaire et la mandibule après reconstruction, des différences importantes de hauteur entre les zones greffées et non greffées, l'absence de vestibule et la présence de tissu de granulation au niveau de l'émergence implantaire, due à l'absence de gencive attachée.

Par ailleurs, ces lambeaux augmentent parfois les troubles respiratoires (risques d'apnées du sommeil) et aggravent les troubles phonatoires.

III- Conséquences esthétiques et psychologiques

La chirurgie d'exérèse entraîne une perte de substance plus ou moins étendue. Si elle concerne des zones périphériques, les séquelles esthétiques seront majeures. On note :

- une microstomie, pour les lésions labiales, vestibulaires ou symphysaires,
- un effacement de l'angle goniale avec asymétrie faciale majeure en cas de PSMI latérale,
- un étage inférieur rétrusif, avec un effacement du menton, une lèvre inférieure rentrée (« rideau labial ») et peu souple. La moindre projection de l'étage inférieur de la face fait apparaître un « profil d'oiseau ».

Ces séquelles esthétiques, associées à des troubles de la phonation et aux difficultés à l'alimentation marginalisent le patient. Des actes simples de la vie courante (aller chez des amis, aller au restaurant, téléphoner...) deviennent des obstacles difficiles à surmonter. La qualité de vie des patients est fortement perturbée.

La chirurgie d'exérèse ou réparatrice perturbe fortement l'anatomie buccale. La restauration prothétique est confrontée à :

- une réduction des surfaces d'appui,
- l'absence de vestibule et/ou de sillon pelvi-glosse,
- la présence de brides cicatricielles,
- la présence d'un tissu non kératinisé,
- un couloir prothétique fortement réduit,
- une diminution de l'ouverture buccale,
- une diminution de la mobilité linguale.

La stabilisation, la rétention et la sustentation prothétiques ne peuvent pas être assurées pour un grand nombre de patients. Le recours à des artifices mécaniques, de type implantaire, permet d'obtenir une réhabilitation prothétique à la fois fonctionnelle et esthétique.



Figure 6 : Patient ayant bénéficié d'une chirurgie mandibulaire interruptrice puis d'un lambeau de fibula microanastomosé, côté gauche (CLB-CHLS)

2-La radiothérapie

La radiothérapie consiste à déclencher l'apoptose des cellules tumorales par « bombardement » avec des particules chargées. De nos jours, la radiothérapie externe est la plus développée. Les particules utilisées peuvent être des électrons, des photons ou des ions. Ils agissent par ionisation des molécules d'eau intracellulaires, induisant la création de radicaux libres OH⁻, toxiques pour l'ADN. La mort cellulaire survient alors. La capacité de réparation des cellules tumorales étant plus faible que celle des cellules saines, l'effet au niveau tumoral est plus important. Néanmoins, les cellules saines sont altérées par l'irradiation. Afin de préserver au maximum les tissus sains environnants, les radiothérapeutes ont développé la radiothérapie conformationnelle et la radiothérapie avec modulation d'intensité, qui permettent une meilleure définition du volume cible. La dose moyenne délivrée est de 55 à 70 Grays (Gy) en cancérologie des VADS, en une trentaine de séances quotidiennes, 5 jours par semaine, chaque séance délivrant une dose de 1,8 à 2 Gy.

Les séquelles de la radiothérapie sur les tissus sains sont néanmoins encore systématiques, et leur permanence (à vie) nous oblige à prendre en compte les radiothérapies plus anciennes dans nos traitements.

I- Au niveau des muscles masticateurs

Une myosite rétractile apparaît progressivement, dans les semaines qui suivent la radiothérapie. Elle devient une fibrose qui entraîne une limitation d'ouverture buccale, si une prévention kinésithérapique n'est pas mise en place. La limitation d'ouverture buccale sera d'autant plus importante que les muscles massétérin, ptérygoïdiens et digastrique seront inclus dans la zone d'irradiation (Gourmet, 2001). La kinésithérapie revêt toute son importance dans la prise en charge précoce des patients irradiés (Ennuyer, 1970).

II- Au niveau des tissus de recouvrement

Une épithélite apparaît au bout de 3 à 4 semaines d'irradiation, soit à partir de 30 à 40 Gy. La peau est érythémateuse, avec parfois des plages desquamatives, d'aspect brûlé. Les follicules pileux sont détruits, les zones d'irradiation sont glabres. La dépilation est définitive.

Sur les muqueuses, une radiomucite apparaît dès 10 Gy (soit environ 5 à 8 jours de traitement). Un érythème diffus est visible, des brûlures et une sécheresse des muqueuses sont ressenties par le patient. A partir de 40 Gy, des ulcérations multiples apparaissent, favorisant les surinfections. A la fin de l'irradiation, une fibrose tissulaire s'installe : les muqueuses sont plus fines et perdent leur élasticité. La muqueuse demeure sensible à tout contact (Granström, 1993 ; Lapeyre, 2001 ; Mazon, 1997)

La radiothérapie provoque une altération de la microvascularisation des muqueuses et de la gencive orale. Le collagène tissulaire s'agrège en dépôts et des thromboses vasculaires se forment, entraînant une ischémie (Mazon, 1997). La muqueuse est atrophiée, moins souple et sensible à tout contact ; cette sensibilité est aggravée par l'hyposialie radio-induite. Ces effets de la radiothérapie surviennent au delà de 50 Gy ; des ulcérations muqueuses peuvent survenir au delà de 65 Gy.

Par ailleurs, une hypo- voire agueusie existe à partir de la 3^{ème} ou 4^{ème} semaine de radiothérapie ; elle est due aux altérations des bourgeons gustatifs et à la diminution de la

sécrétion salivaire. Cette hypoguesie est en grande partie réversible, la gustation redevient efficiente dans les 2 mois suivant la fin de la radiothérapie.

III- Au niveau des glandes salivaires (Bertoin, 1995 ; Hutton, 1995 ; Matsui, 1994 ; Weischer, 1997)

Les altérations radio-induites sont précoces, même si la perception clinique n'en est que plus tardive. A partir de 10 à 20 Gy, des modifications histologiques sont perceptibles au niveau des acini séreux. Les acini muqueux sont touchés plus tardivement. Les phénomènes décrits au niveau du parenchyme glandulaire sont (Gourmet, 2001) :

- la formation de manchons épais de tissu conjonctif,
- une sclérose intralobulaire,
- une fibrose,

qui vont aboutir à une diminution du flux salivaire et à des modifications qualitatives.

Il existe une destruction des cellules de remplacement par les rayonnements.

Dix à 12 semaines après une irradiation de 50 à 70 Gy, on observe une raréfaction des acini séreux, une dilatation et une distorsion des canaux collecteurs, manifestées par une atrophie et une fibrose du tissu glandulaire (Mazeron, 1997). A partir de 60 Gy et après 6 mois, une fibrose et une dilatation des canaux excréteurs des acini muqueux, jusque là moins touchés, sont observées.

Le pH salivaire est abaissé, ainsi que le taux des HCO₃⁻ salivaires. Les concentrations de sodium, azote, chlore, calcium, magnésium et protéines salivaires sont augmentées. Ces modifications aboutissent à la formation d'une salive épaisse, spumeuse, parfois colorée, dont les caractéristiques chimiques créent un environnement favorable à la prolifération bactérienne.

Une récupération partielle est possible pour des doses inférieures à 50 Gy dans un délai de 18 mois à 3 ans.

Les conséquences au niveau clinique sont une xérostomie, des troubles de l'élocution et de la déglutition, une sensibilité accrue des muqueuses et de la langue (vernissée, sèche), un risque d'altération de la denture résiduelle (dont le traitement préventif est la prophylaxie fluorée), l'apparition d'infections opportunistes récurrentes (candidoses le plus souvent).

IV- Au niveau osseux

L'os est un tissu particulièrement sensible aux rayonnements ionisants. Etant 1,8 fois plus dense que les tissus mous, il absorbe plus les radiations. (Brogniez, 2002 ; Brogniez, 2000 ; Mazon, 1997 ; Ennuyer, 1970).

Les effets de la radiothérapie au niveau osseux ont été observés chez l'animal. Marx (1983) décrit ces effets biologiques selon la triade des « 3H » : hypoxie, hypocellularité, hypovascularisation.

D'un point de vue microscopique, il existe une diminution du nombre d'ostéocytes et d'ostéoblastes vivants ; les cellules résiduelles diminuent la synthèse de matrice extracellulaire (Johnsson, 1999). Il existe une apoptose des ostéoblastes dès 20 Gy. Les ostéoclastes poursuivent leur activité lytique, déséquilibrant la balance apposition/résorption. Les cellules ostéoprogénitrices des parties osseuses en croissance ont un index mitotique abaissé, l'infrastructure cellulaire est altérée (Ohrnell, 1997). Au niveau de la vascularisation osseuse (Arcuri, 1997), les altérations concernent les cellules endothéliales et la paroi vasculaire dans son ensemble. Les artérioles sont plus sensibles que les veinules. Du matériel acellulaire et du collagène sont déposés dans l'intima et la média et les parois vasculaires s'épaississent, provoquant un rétrécissement du diamètre des vaisseaux, donc une augmentation du risque de thrombose. L'hypothèse a été émise que les altérations des cellules osseuses seraient secondaires aux altérations vasculaires (Marx, 1987). Pour d'autres auteurs, les altérations ostéoblastiques seraient les premières à apparaître. Une étude chez la souris (Gal, 2000) montre qu'il existe une répercussion du rayonnement sur les facteurs de croissance ostéoblastiques impliqués dans le remodelage et la cicatrisation osseuse, qui se traduit par une inhibition de la production ostéoblastique et du taux de collagène, ce, indépendamment des phénomènes d'hypoxie. Cette dystrophie, bien qu'asymptomatique cliniquement, fragilise le tissu osseux et le rend très vulnérable à tout traumatisme ou infection, par des capacités de réparation diminuées. Cette atteinte est définitive ; il existe néanmoins une petite amélioration dans le temps des capacités de cicatrisation osseuse (Mizuno, 1976 ; Al-Nawas, 2004).

La susceptibilité aux rayonnements est plus marquée à la mandibule qu'au maxillaire. Ceci s'explique probablement par les particularités anatomiques vasculaires, puisque la mandibule

a une vascularisation de type terminale, alors que le maxillaire possède un riche plexus vasculaire, diffus, laissant la possibilité d'irrigations de suppléance.

La complication redoutée au niveau osseux est l'ostéoradionécrose (ORN). Il s'agit d'une ostéite exogène qui se développe dans un os préalablement irradié. Elle se caractérise par une nécrose de l'os, qui peut conduire à une dénudation osseuse, évoluant, en l'absence de traitement, vers l'extension puis la fracture. Elle s'accompagne de douleurs plus ou moins intenses au niveau de la nécrose et de sa périphérie, d'une otalgie homolatérale, d'une suppuration, voire d'un orostome. Radiologiquement, on observe une image radioclaire, inhomogène, mal délimitée, avec disparition de la trame osseuse et présence inconstante d'un séquestre. L'ORN se développe le plus souvent à la partie interne de la branche horizontale mandibulaire, en avant de l'angle mandibulaire, dans la région de la ligne oblique interne. Sa fréquence est difficile à évaluer, de 1 à 35% selon les auteurs.

Afin d'en expliquer la pathogénie, Dambrain (1993) décrit les « 2I » : infection et ischémie. Néanmoins, l'infection est souvent secondaire et n'est pas le facteur déclenchant de la nécrose. La surinfection de l'os nécrotique se fait rapidement après exposition osseuse au milieu buccal. Plus récemment (Lyons, 2008 ; Delanian, 2004), une théorie étiopathogénique explique la survenue de l'ORN par une fibroatrophie progressive de l'os, parallèlement à la perte des capacités de cicatrisation.

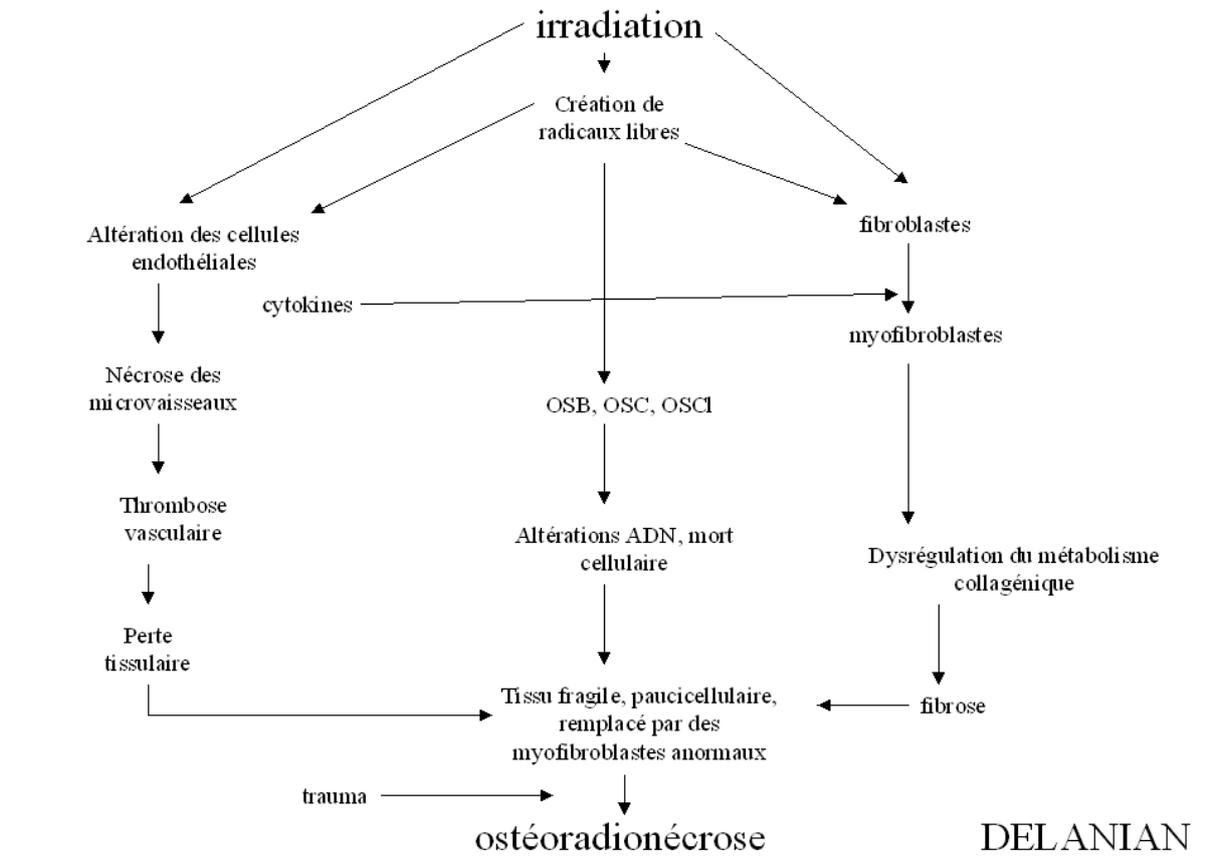


Figure 7 : Etiopathogénie de l'ORN selon Delanian (2004)

Les facteurs aggravants sont :

- les paramètres du traitement radiothérapique (dose, étalement, fractionnement (Keller, 1997), association avec d'autres thérapies – curiethérapie ou chimiothérapies)
- les paramètres de la tumeur (localisation, volume, envahissement osseux),
- l'état dentaire initial, avec notamment la persistance de dents résiduelles,
- la poursuite de l'intoxication éthylo-tabagique,
- l'état général du patient.

L'ORN peut être précoce (dans les 6 mois suivant la fin du traitement) ou tardive, beaucoup plus fréquemment. Elle est soit spontanée, soit provoquée par un traumatisme dentaire le plus souvent (extraction, blessure prothétique, mise en place d'implants).

Selon le stade de l'ORN (Breton, 1996), le traitement est médical (antibiothérapie) et/ou chirurgical (curetage osseux ou résection mandibulaire interruptrice ou non) (Pitak-Arnop,

2008). L'oxygénothérapie hyperbare (OHB) peut être associée à ces traitements en luttant contre l'hypoxie.

L'os possède néanmoins une petite capacité de réparation : une néoangiogenèse a été observée 10 semaines après une irradiation à une dose de 65 Gy, attestant d'un potentiel ostéogénique résiduel.

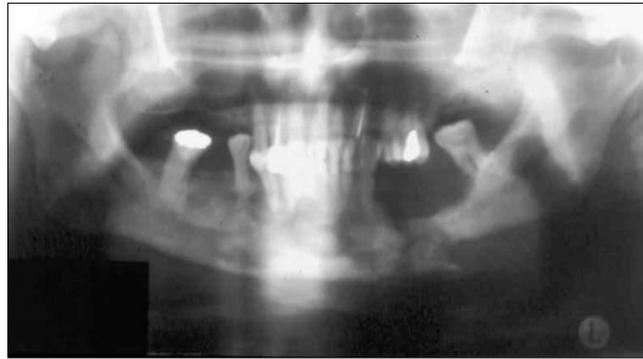


Figure 8 : Ostéoradionécrose avec fracture de la branche horizontale mandibulaire gauche (CLB)

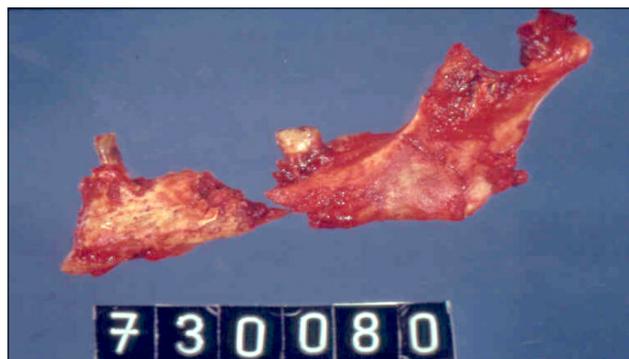


Figure 9 : Pièce d'exérèse de l'ORN du patient précédent (CLB)

B- PLACE DE L'IMPLANTOLOGIE EN CANCEROLOGIE

Les conditions anatomiques décrites précédemment ne permettent pas toujours une réhabilitation prothétique fonctionnelle : absence d'éléments dentaires d'ancrage, dysfonctions linguales, labiales, couloir prothétique réduit...

L'implantologie endo-osseuse et intra-orale permet d'obtenir un ancrage osseux pour les prothèses, luttant contre les forces occlusales et musculaires vicieuses. Certaines indications, comme chez le patient traité par chirurgie mandibulaire interromptrice latérale et édentés totaux, sont évidentes pour la stabilisation des prothèses adjointes et conséquemment du moignon mandibulaire résiduel (Beumer, 1995). Les particularités de l'os et des muqueuses irradiés nécessitent certaines précautions particulières.

1- Spécificités de l'ostéointégration en territoire irradié

Si les modifications de l'anatomie buccale perturbent l'implantation, c'est la fragilisation de l'os par la radiothérapie qui constitue le facteur limitant à l'implantologie.

En 1987, Benoist contre-indique formellement l'implantation dans un secteur irradié. L'évolution des techniques de radiothérapie et la nécessité clinique ont conduit de nombreux chirurgiens à utiliser ces techniques. Les premiers modèles d'ostéointégration chez l'animal remontent à 1986 (Jacobsson, 1985 ; Jacobsson, 1986). Les réactions tissulaires périimplantaires ont été observées chez le lapin. Il a été noté :

- une diminution de la capacité de formation osseuse,
- une augmentation de la résorption osseuse,
- une réduction du nombre de capillaires.

Une dose unique de 15 Gy diminue la capacité de formation osseuse de 72%.

Johnsson (1999) montre que la capacité de prolifération osseuse périimplantaire augmente avec le temps, ce qui est en faveur d'un délai minimal après radiothérapie. La plupart des auteurs s'accordent sur un délai compris entre 8 mois et 12 mois (Jacobsson, 1985 ; Brogniez, 1996 ; Granström, 1994).

En 1998 (Aisikainen, 1998), l'implantation et la mise en charge d'implants chez des beagles irradiés à 40, 50 et 60 Gy montre que le taux d'échec implantaire et la résorption osseuse périimplantaire augmentent avec la dose d'irradiation, puisque tous les implants ont été perdus dans le groupe irradié à 60 Gy. En 1999, une étude histologique sur un patient décédé (Oechslin, 1999) a montré que l'ostéointégration en territoire irradié est similaire à celle en territoire non irradié.

Par ailleurs, des études chez l'animal (Ohrnell, 1997 ; Johnsson, 1999) ont montré qu'il faut un torque moindre pour dévisser un implant dans un os irradié. Ceci est corroboré par Verdonck (2008) qui montre que 3 mois après la radiothérapie, la densité minérale osseuse est légèrement augmentée (non significativement) et que la vascularisation, elle, est diminuée, ce qui tend à confirmer la sclérose osseuse après radiothérapie, et donc la moindre stabilité implantaire ainsi que le nombre plus élevé d'échecs en terrain irradié.

Idhe (2009) estime, quant à lui, que :

- Le risque de perte d'implant est plus élevé en terrain irradié qu'en zone non irradiée ; le taux d'échecs semble deux à trois fois plus important pour les implants dentaires et douze fois plus important pour les implants extra-oraux.
- La dose de radiothérapie influe sur l'ostéointégration ; des doses inférieures à 50 Gy sont plus favorables.
- L'implantation peut se faire avant ou après radiothérapie ; le délai avant mise en charge doit être d'au moins 4 mois. Si l'implantation est faite avant la radiothérapie, le rayonnement secondaire émis par l'implant sera d'autant plus faible que les énergies utilisées seront élevées. Il se fait sur environ 1 mm autour de l'implant.
- La mandibule constitue le meilleur site d'implantation.
- Le type d'implant ne semble pas avoir d'influence sur le taux de succès.
- L'oxygénothérapie hyperbare n'a pas prouvé son efficacité ; elle viserait à augmenter la ppO₂ intra-tissulaire, favorisant ainsi la cicatrisation péri-implantaire. Certains auteurs préconisent 20 séances de caisson hyperbare avant implantation et 10 séances après. Pour d'autres, l'OHB n'est pas efficace.

La principale difficulté, tant dans les séries cliniques publiées qu'en pratique clinique, consiste à évaluer la dose d'irradiation reçue au site d'implantation. La plupart des auteurs publient des séries de cas d'implants en territoire « considéré comme irradié », la dose exacte au niveau du site d'implantation étant difficile à déterminer avec précision.

Le taux d'ostéointégration affiché est excellent, de 62,5 à plus de 90% (Albrektsson, 1988 ; Bodard, 2006 ; Bodard, 2008).

A la mandibule, les taux de succès rapportés sont de 87,6% pour Watzinger (1996), 94% pour Arcuri (1997) et 97,8% pour Andersson (1998). Pour Wagner (1998), le taux de succès est de 97,9% à 5 ans et de 72,8% à 10 ans. Le taux de survie implantaire est similaire sur greffon osseux revascularisé (Sclaroff, 1994 ; Bodard, 2008).

Peu d'études concernent le taux de succès prothétique (Bodard, 2008 ; Iizuka, 2005 ; Smolka, 2008).

2- Limites de l'implantologie en cancérologie

I- Site d'implantation et dose d'irradiation

La plupart des séries cliniques publiées ne fournit pas d'indications sur la dose d'irradiation reçue au site d'implantation. Certaines ne précisent pas la tumeur initiale, qui permet une évaluation de la balistique radiothérapique. D'autres encore incluent des implants en terrain non irradié dans les études, ce qui surévalue le nombre d'implants en terrain irradié.

Selon Colella (2007), aucun échec implantaire n'est à redouter pour des doses inférieures à 45 Gy. L'étude de Smolka (2008) observe des complications précoces dans 41,5% des 56 patients implantés, uniquement chez des patients irradiés.

II- Evaluation du résultat prothétique

Les études concernant la fonctionnalité prothétique sont récentes (Bodard, 2008 ; Iizuka, 2005 ; Smolka, 2008) et témoignent de résultats surprenants :

- Iizuka, sur une série d'implants sur lambeau de fibula microanastomosé, ne met en charge que 23 implants sur 37, malgré un taux d'ostéointégration de 100%. Les auteurs n'expliquent pas l'absence de mise en charge de plus d'un tiers des implants.
- Dans l'étude de Bodard (2008) sur lambeau de fibula, 3 implants sur 70 n'ont pas été mis en charge malgré une bonne ostéointégration. Les auteurs justifient ce chiffre par le mauvais positionnement du lambeau ou des implants, qui auraient induit des traumatismes muqueux à répétition et une conception prothétique mécaniquement inacceptable.
- Enfin, Smolka met en évidence une différence importante entre le taux de succès implantaire (92%) et le taux de succès prothétique (42,9%), qu'il explique par une mauvaise coopération du patient, une récurrence tumorale, des facteurs liés à la chirurgie implantaire (comme un échec implantaire ou des rapports intermaxillaires défavorables). Il conclut à une nécessité de faire évoluer à la fois la chirurgie reconstructrice mais aussi la chirurgie implantaire.



Figure 10 : Mise en place de 3 implants sur une patiente traitée pour un ostéosarcome mandibulaire ; noter l'absence d'exploitation de l'implant le plus distal du fait de son émergence trop vestibulaire (CLB)

III- Gestion des tissus mous

L'inflammation des tissus périimplantaires est fréquente chez le patient traité pour un cancer des VADS. Eckert (1996) a noté que les gingivites sont plus fréquentes chez les patients irradiés implantés. Une exposition des vis de couverture est rapportée dans 17% des cas. Elle peut être associée à une petite nécrose tissulaire dans 50% des cas. Werkmeister (1999) observe un taux de complication au niveau des tissus mous de 28,6% en terrain irradié contre 8,3% en terrain non irradié. Ces complications s'expliquent par le fait que la gencive kératinisée, lorsqu'elle est présente, est généralement en faible quantité ; elle est sensibilisée par la radiothérapie et fragilisée par la sécheresse buccale. De plus, les lambeaux de chirurgie reconstructrice apportent des tissus mous non kératinisés, non adhérents au tissu osseux sous jacent, qui présentent un degré de mobilité les rendant susceptibles à l'inflammation d'origine mécanique. Les hypertrophies muqueuses sont fréquentes.



Figure 11 : Hypertrophie tissulaire en périphérie des piliers implantaires et du bridge temporaire chez un jeune patient traité par lambeau de fibula microanastomosé (CLB)



Figure 12 : Inflammation tissulaire autour des vis de cicatrisation gingivales sur un Famm-flap

IV- Perte osseuse marginale périimplantaire

Une perte accrue d'os marginal est rapportée par de nombreux auteurs, qui varie de 2 à 9 mm pendant une durée de 3 ans après la chirurgie implantaire (Watzinger, 1996). Weisher (1997) a montré que la perte osseuse est prédictive du futur échec implantaire. Ces pertes sont relativement tardives, dans un délai de 2 à 5 ans après la mise en charge.

V- Ostéoradionécrose et implants

Le risque de déclenchement d'une ORN est présent lors de la chirurgie implantaire. Il est très certainement sous-évalué dans la littérature. Certains auteurs refusaient, il y a 20 ans, d'utiliser les techniques implantaires, estimant que le risque de survenue d'une ORN était supérieur au bénéfice que les patients tireraient de leur traitement implantaire. Si ce point de vue est sans aucun doute dépassé, plusieurs études rapportent des cas d'ORN suite à un traitement implantaire (Granström, 1993 ; Esser, 1997 ; Watzinger, 1996). Wagner (1998) a présenté une série clinique dans laquelle, sur 5 échecs implantaires, un cas d'ORN est survenu, soit un pourcentage de 1,6%. Les auteurs estiment ce taux inférieur au risque, estimé à 5% dans d'autres études. Esser (1997) rapporte 2 cas d'ORN développés suite à une chirurgie implantaire mandibulaire. Certains auteurs préconisent l'utilisation de l'oxygénothérapie hyperbare pour minimiser ce risque (Granström, 1999 ; Taylor, 1993). D'autres estiment que le rapport bénéfice/risque/coût n'est pas favorable à son utilisation (Eckert, 1996 ; Andersson, 1998 ; Keller, 1997 ; Wagner, 1998).

La maîtrise des risques postopératoires passe par un examen clinique rigoureux et une sélection soigneuse du patient candidat à l'implantation :

- l'hygiène bucco-dentaire doit être satisfaisante ; un enseignement de l'hygiène est nécessaire,
- l'intoxication tabagique doit être stoppée, afin d'optimiser l'ostéointégration implantaire,
- le patient doit être informé du déroulement du traitement et du suivi que celui-ci implique : une bonne coopération est impérative.

VI- Perspectives

Les procédés visant à améliorer le contexte anatomo-physiologique afin de faciliter la réhabilitation concernent à la fois les tissus mous et les tissus durs. Ce sont les chirurgies d'aménagement tissulaire et l'ingénierie tissulaire.

Les modifications des procédures chirurgicales implantaires pourraient aboutir à un moindre traumatisme, permettant de pallier les insuffisances cellulaires et histologiques des tissus après radiothérapie.

Si la radiothérapie à une dose de 60 Gy n'est plus une contre-indication absolue à l'implantation, la gestion des tissus mous constitue un problème majeur (Esser, 1999). L'importance de l'apport muqueux nécessaire grâce au lambeau semble influencer négativement sur le résultat global de la réhabilitation (Iizuka, 2005). Les chirurgies d'aménagement tissulaire préimplantaire des tissus mous consistent en un désépaississement des lambeaux, en supprimant les tissus graisseux ainsi que l'excès de tissu conjonctif. Le volume est ainsi rendu plus satisfaisant. L'absence de gencive kératinisée peut être corrigée par la réalisation de greffes épithélio-conjonctives (Chana, 2004). Le prélèvement est effectué au niveau du palais, 6 à 10 mois après la mise en place des implants.

Pour le tissu osseux, la chirurgie orthognathique peut être écartée pour la majorité des patients (patient relativement âgé, antécédents de radiothérapie). En revanche, pour les lambeaux osseux vascularisés de trop faible hauteur, deux solutions s'offrent à nous :

- la distraction osseuse verticale ostéogénique : basée sur les capacités de régénération osseuse, elle est une alternative au dédoublement de fibula pour compenser les déficits verticaux (Zhang, 2002 ; Iizuka, 2005). Elle permet ainsi de rendre une hauteur osseuse compatible avec la mise en place d'implants et de compenser partiellement le décalage des bases osseuses entre le greffon et la mandibule native.
- les greffes en double barrette, dites aussi en « canon de fusil » (Gonzales-Garcia, 2008) ou *double-barrel graft* : la superposition des deux fragments de fibula permet d'augmenter la hauteur osseuse disponible et de réduire le décalage entre le lambeau et la crête mandibulaire. Les implants doivent transfixer les deux fragments osseux afin d'optimiser leur stabilité.



Figure 13 : Exemple de reconstruction mandibulaire droite par double greffon de fibula microanastomosé (CLB). L'utilisation de substances ostéoinductrices (Bone Morphogenic Proteins, cellules souches) est une des voies de recherche actuelles (Moghadam, 2001 ; Fuerst, 2003 ; Marukawa 2002 ; Jégoux, 2009). Des études animales montrent que des défauts osseux interrupteurs peuvent être réparés avec une association de membrane collagénique EZ[®] et des granules de phosphate de calcium biphasiques couplée à une injection de cellules de moëlle osseuse autologue (Jégoux, 2009).

Enfin, l'évolution du protocole chirurgical implantaire vers une chirurgie minimale invasive permettrait de diminuer le traumatisme chirurgical, minimisant ainsi le risque de déclenchement d'une ORN. Le développement d'une véritable stratégie préopératoire, couplée aux avancées de l'imagerie médicale, permettra :

- de planifier la chirurgie implantaire, supprimant ainsi les implants mis en place mais non exploités prothétiquement,
- de prévoir la future prothèse avec précision,
- de réaliser une chirurgie peu invasive, voire transmuqueuse, limitant le dépériostage de l'os irradié,
- de diminuer la durée opératoire,
- de limiter les risques infectieux et nécrotiques.

DEUXIEME PARTIE : CHIRURGIE IMPLANTAIRE ASSISTEE

A-LES GUIDES RADIOCHIRURGICAUX EN CHIRURGIE IMPLANTAIRE CHEZ LE PATIENT SAIN

1- Les différents systèmes de guides radiochirurgicaux

De nombreux types de guides sont proposés pour la mise en place d'implants.

La dénomination de ces systèmes dépend de l'autonomie laissée au chirurgien. Ils peuvent être divisés en trois classes (Fortin, 2002) :

- systèmes passifs : ils permettent de faire une comparaison entre la simulation de la stratégie et le geste chirurgical ;
- systèmes semi-actifs : le geste est physiquement contraint par le planning prédéfini;
- systèmes actifs : certaines étapes de la chirurgie ou toute la chirurgie est réalisée à l'aide d'un robot. La supervision se fait par le chirurgien et par des capteurs.

Les systèmes passifs

Ce sont les systèmes de navigation. Ils ont l'avantage d'être flexibles et sécurisants mais le geste reste hautement dépendant de l'opérateur.

Les premiers systèmes de navigation ont été développés en 1986 par Roberts en neurochirurgie. Puis d'autres suivent tels que les systèmes optiques (Ng, 2005 ; Zamorano, 1994 ; Wanschitz, 2002 ; Siesseger, 2001), ou encore les systèmes magnétiques (Solar, 1996). Ces systèmes utilisent des techniques différentes pour transférer le planning opératoire. Ils peuvent notamment être couplés à des guides stéréolithographiques comme le DenX Advanced Dental System® (IGI, DenX Advanced Dental System, Moshava Ora, Israel) (Casap, 2005).

L'inconvénient majeur de ce type de système est l'encombrement occasionné dans le bloc opératoire, le personnel qualifié nécessaire et le coût.

Les systèmes actifs

Ils sont beaucoup moins décrits dans la littérature dans le cadre de la chirurgie orale implantaire. Il est à noter que l'utilisation d'un robot ne dispense pas d'utiliser un système de navigation avec un système optique ou magnétique. Brief (Brief, 2002 ; Brief, 2005) décrit cependant l'utilisation d'un bras mécanique pour la pose d'implants endo-osseux. L'intérêt est double :

- assurer une sécurité par le contrôle de la localisation des éléments anatomiques grâce au système de navigation couplé au robot ;
- pallier l'imprécision de l'opérateur dans le cadre de la navigation chirurgicale classique.

Cependant leur utilisation semble compromise dans le domaine de l'implantologie orale. En effet, ce matériel est très coûteux, encombrant, limitant fortement l'accessibilité du site opératoire et nécessite un entretien spécialisé et un personnel qualifié pour son utilisation.

Les systèmes semi-passifs

Ils permettent de guider le geste chirurgical à l'aide de systèmes qui contraignent les mouvements de l'opérateur. Le geste final et la décision chirurgicale dépendent néanmoins du chirurgien et non du système.

Parmi ces systèmes peuvent être notés l'alignement guidé par laser, l'utilisation d'un guide mécanique utilisant un robot 6 axes (Fortin, 2002) et surtout les gabarits chirurgicaux.

Parmi ces derniers, nous notons :

- Les guides stéréolithographiques : ce sont des guides radiochirurgicaux réalisés directement à partir de l'examen tomodensitométrique et stabilisés sur la muqueuse ou sur l'os. La stéréolithographie (Sammartino, 2004 ; Sarment, 2003) permet de produire un modèle physique en solidifiant sélectivement une résine liquide sensible aux UV en utilisant un laser. Ce guide réalise le transfert direct de la tomodensitométrie vers le site chirurgical. Il ne nécessite pas d'enregistrement d'éléments fixes au cours de l'examen clinique. En implantologie orale, l'intérêt est de pouvoir faire une appréciation fine de la taille des sinus, de la localisation du nerf alvéolaire. Il s'agit de représentations tridimensionnelles de l'anatomie osseuse sur lesquelles les guides sont construits. Choi et coll. (2002) montrent que la différence

entre les mesures réalisées sur un crâne sec et sa représentation stéréolithographique est de $0,62 \pm 0,35$ mm.

Ils sont percés en fonction du planning chirurgical afin de guider l'insertion des forets. Ces guides ne fonctionnent que sur une anatomie bien définie dans le cadre d'une stabilisation muqueuse. Dans le cadre d'une stabilité insuffisante ils requièrent l'utilisation de moyens supplémentaires de stabilisation osseuse (pin's, vis) ou bien un décollement muco-périoste important afin d'avoir une surface de contact osseuse. Nous noterons parmi eux le système SurgiGuide® (Materialise, Leuven, Belgium) (Van Steenberghe, 2003).

- les guides non stéréolithographiques chirurgicaux : le guide de Boskovic et col. (Boskovic, 2000), par exemple, permet de donner des informations par rapport au projet prothétique mais ne permet pas le transfert des données radiologiques sur le site chirurgical de façon précise. Parmi les nombreux guides non stéréolithographiques (Meitner, 2004 ; Montrose, 2004 ; Neidlinger, 1993 ; Al-Harbi, 2005), tous n'autorisent pas le transfert avec précision du planning opératoire défini sur l'examen tomodensitométrie.

2- Précision des systèmes de guidage radio-chirurgicaux en implantologie orale

L'étude de Wanschitz en 2002 évalue la précision du logiciel VISIT (University of Vienna, General hospital, Vienna, Austria) couplé au système de navigation optique Flashpoint 5000® (Image Guided Technologies Inc, Boulder, CO, USA). L'étude se fait sur 5 mandibules sèches humaines. Le chirurgien ne se sert que des données du système de navigation. L'étude de la précision est faite en comparant des scanners à haute résolution en préopératoire et post opératoire. La déviation générale latérale et axiale est de $0,96 \pm 0,72$ mm. Aucune perforation ni lésion du nerf alvéolaire n'ont été observées. Cependant les auteurs conseillent de choisir une marge de sécurité de 3,5 mm autour de la partie la plus apicale de l'implant étant donné que des enregistrements maximums de déviation de 3,5 mm sont enregistrés.

L'étude de Wagner en 2003 évalue ce même système in vivo avec le positionnement de 32 implants placés chez 5 patients ayant tous subi une ablation tumorale, une chirurgie de

reconstruction microvasculaire, et une radiochimiothérapie. Les gouttières radio-chirurgicales sont marquées avec de la gutta-percha en lieu des sites à implanter. 4 micro vis sont insérées sur le patient afin d'obtenir des marqueurs fiduciaires pour la navigation. Les marqueurs sont placés transgingivalement, répartis de façon régulière. Pour l'étude de la précision, les auteurs réalisent un matching des points du planning pré-opératoire et des points après implantation c'est à dire une comparaison des implants planifiés et réels. La moyenne de déviation obtenue est de 1,1 mm et la déviation moyenne angulaire est de 6,4°.

L'étude de Van Steenberghe (2003) évalue le placement de 6 implants zygomatiques de 45 mm de longueur dans 3 cadavres humains formolés. Un système de planification tridimensionnelle développé à l'université catholique de Leuven est utilisé et le SurgiGuide® (Materialise, Leuven, Belgium) fabriqué par stéréolithographie.

Un contact intime entre l'intrados de la gouttière et l'os zygomatique est établi après la réalisation d'un lambeau muco périosté. L'angle entre les implants planifiés et placés est, pour 4 implants, inférieur à 3°. Le maximum obtenu est de 6,9°. La déviation la plus importante au point de sortie (à l'apex de l'implant) est de 2,7 mm alors qu'au point d'impact la déviation majeure est de 1,1 mm. Ces résultats sont satisfaisants.

Ersoy (2008) étudie la précision de positionnement de 94 implants avec un guide stéréolithographique. Il obtient une déviation angulaire de 4,9+/-2,36°, une différence de 1,51+/-1 mm à l'apex de l'implant et de 1,22+/-0,85 mm au col implantaire. Il n'y a pas de différences notables entre le maxillaire et la mandibule.

Meyer et col. (2003) réalisent une étude sur 2 porcins. Huit implants de 10 mm de longueur pour 4,1 de diamètre sont posés avec le système de navigation Robodent® développé par T Lueth et J Bier à Berlin, couplé à un système optique. Une gouttière est réalisée sur chaque animal et on insère 5 points de titane pour le système de référence par gouttière. Un matching montre une déviation inférieure à 0.5 mm dans toutes les directions.

Fortin (2002 ; 2004) évalue de façon indirecte la technique Easyguide® (Cadimplant®). Un bras mécanique a été mis en place pour transférer l'axe implantaire préopératoire d'un planning pré-opératoire issu d'une image en 3 dimensions dans une gouttière forée par une

machine contrôlée numériquement. 3 modèles édentés sont utilisés pour déterminer la précision du système. La possibilité d'insérer sans contact un foret de 1,8 mm de diamètre dans un tube en titane de 2 mm de diamètre et de 10 mm de longueur est évaluée. Le foret pénètre les tubes au delà de leur limite inférieure. L'erreur de transfert est donc inférieure à 0,2 mm et inf à 1,1 ° pour la rotation. Cette mesure est celle du transfert du planning sur la gouttière, c'est à dire de la machine outil servant à faire le perçage des gouttières. Une autre étude clinique (Fortin, 2003) est réalisée sur 30 patients édentés avec la pose de 101 implants au maxillaire et 46 à la mandibule. Les implants sont posés avec le protocole Easyguide® . Dans 96,6% des patients tous les implants planifiés sont placés. Dans 86,6% des cas les implants sont placés avec des mesures correspondant au diamètre et à la longueur planifiés. La congruence est de 98,9% pour la longueur et de 96,8% pour le diamètre.

B- MARQUEURS FIDUCIAIRES ET STEREOTAXIE

1- Marqueurs fiduciaires

Quel que soit le type de guidage radiochirurgical (passif, semi passif, actif), pour passer du planning pré-opératoire au site chirurgical, il est nécessaire d'avoir un ensemble de marqueurs fiduciaires, c'est à dire des zones de référence stables et inaliénables qui sont soit fixées, soit repositionnables avec précision sur le patient.

Ces différents systèmes se regroupent en 2 classes :

- Les systèmes invasifs,
- Les systèmes non invasifs.

I- Les systèmes invasifs

Pour pallier les inconvénients des marqueurs sur la peau (léger déplacement, glissement de la peau sur les surfaces dures osseuses...), certains auteurs préconisent l'utilisation d'éléments fixes à ancrage osseux (Casap, 2005 ; Maurer, 1997). Ces éléments peuvent être des vis d'ostéosynthèse (Fortin, 2004) ou des pins's (Parel, 2004). Sicilia et col. (2000) montre dans une étude sur 8 patients que la précision des guides chirurgicaux stabilisés par des mini-

implants est supérieur de 61% par rapport aux guides chirurgicaux stabilisés par un appui muqueux.

Ils peuvent être utilisés pour la navigation ou bien dans les systèmes semi-passifs pour aider à repositionner le guide radio chirurgical.

Pour autant, nous éliminons d'emblée cette solution, bien que ces systèmes soient d'une grande précision, en raison de leur grande invasivité.

II- Les systèmes non invasifs

Lorsque les marqueurs sont des points ou de petites surfaces le nombre théorique minimum est de 3 d'après Hassfeld (2000).

Les marqueurs anatomiques naturels ont, d'après une étude de McDermott et Gutin (1996), une imprécision pouvant aller jusqu'à 5 mm du fait des possibilités de confusion et des superpositions des structures.

Les marqueurs adhésifs sont jugés être de qualité suffisante dans le cadre d'une navigation (Sandeman, 1994). Cependant, le problème rencontré est l'obligation d'un délai très faible entre la pose de ces marqueurs, l'enregistrement radiologique et la phase chirurgicale.

L'insertion de marqueurs à l'intérieur d'un guide radio-chirurgical (Meyer, 2003) donne de bons résultats à condition que le guide puisse être stabilisé par des dents restantes ou bien par des éléments invasifs à ancrage osseux.

Le cube du système Easyguide® est un système original qui inclut dans la gouttière par le biais d'un cube deux tubes en titane non coplanaires qui servent de marqueurs fiduciaires. Pendant la chirurgie, chez le patient sain, la gouttière est stabilisée par des vis de 15 mm de long, positionnées transgingivalemment au niveau osseux.

2- La stéréotaxie

Les cadres rigides et réglables aux mensurations crâniennes des patients (Kooy, 1994 ; Delannes, 1991 ; Kassaei, 2003) sont les plus fiables.

Trois systèmes sont fréquemment rapportés (Kooy, 1994) :

- Le cadre de Gill-Thomas Cosman qui associe un cadre crânien à un appui buccal. Il est utilisé en chirurgie stéréotaxique ou en radiothérapie stéréotaxique;

- Le cadre de Laitinen (1985) qui possède un appui nasal et des appuis au niveau du méat acoustique externe. Son haut degré de repositionnement permet une utilisation en radiothérapie fractionnée et pour les biopsies stéréotaxiques;
- Le LINAC (Medin, 2002 ; Theodorou, 1998) est constitué par deux arcs latéraux qui se rejoignent, un support nasal et un système micrométrique de contention entre la gouttière maxillaire et le nez. La fixation du système prend approximativement 30 minutes.

Il est à noter que pour tous ces systèmes de bonnes précisions et une reproductibilité satisfaisante sont rapportées. Le système décrit par Gill (1991) avec une fixation crânienne et intrabuccale maxillaire montre, sur 10 patients dont un édenté total, un déplacement moyen de 0,5 mm. Le déplacement maximum est pour le patient édenté avec un maximum de 0.9 mm. Dans l'étude sur le LINAC (Theodorou, 1998), la précision du système de repositionnement sur 15 patients est de $y = 0,5 \pm 0,4$ mm et $z = 0,3 \pm 0,2$ mm en comparant l'image de la planification avec l'image obtenue superposée.

L'étude de Ganslandt (2003) donne d'excellents résultats avec la moyenne de l'isocentre observée sur les fantômes de $x = 0,05$ mm, $y = -0,32$ mm, $z = 0,18$ mm. Ils utilisent un cadre de stéréotaxie, positionné sur 4 mini-vis osseuses.

Le système de Rosenthal (1995) utilise un masque thermoplastique 3 points et une fixation dentaire solidarisée à un arc acrylique rigide placé au dessus du cou du patient verticalement et sous le menton du patient horizontalement. La gouttière est maxillaire. Le masque et la gouttière ne sont pas solidarisés. Les deux systèmes se fixent séparément sur une même plaque base. Le résultat obtenu est une variation de mouvement inférieure à 1,3 mm pour 90% des patients.

Il est à noter que tous ces systèmes sont positionnés sur une plaque base posée sous la tête du patient. Les cadres ou les masques se fixent sur cette plaque. Parfois même des plaques latérales sont ajoutées. De telles plaques empêchent la mobilisation de la tête par le chirurgien au cours de l'acte. Elles diminuent par conséquent fortement l'accessibilité du site chirurgical ainsi que l'ergonomie du geste opératoire.

C- SYSTEMES D'AIDE A LA CHIRURGIE CRANIO-MAXILLO-FACIALE

La complexité anatomique des structures cranio-faciales a conduit les chirurgiens à mettre au point des systèmes d'aide à la chirurgie, s'inspirant de la neurochirurgie, dès 1987 (Gunkel, 2000).

Outre la chirurgie de la base du crâne, les principales utilisations concernent les sinus paranasaux, l'orbite, le temporal (Metson, 1999), la chirurgie de la base du crâne (ethmoïde) (Postec, 2002). Les systèmes sont la plupart du temps basés sur des cadres stéréotaxiques associés à des systèmes de guidage optique.

Les cadres sont non invasifs, de type Sandstrom (avec appuis au niveau des conduits auditifs externes) ou de Vogele-Bale-Hohner (avec blocage du système par des vis hydrauliques et une gouttière maxillaire). Les systèmes optiques à caméra infra-rouge qui leur sont couplés s'affranchissent des interactions électro-magnétiques (Postec, 2002). Ils permettent à la fois, en pré-opératoire, une analyse de la situation anatomique, un planning chirurgical et une simulation chirurgicale, en per-opératoire, une chirurgie contrôlée par navigation et en post-opératoire, des contrôles cliniques précis (Hohlweg-Majert, 2005).

Plus récemment (Homma, 2008), des études d'aide à la chirurgie du maxillaire, de type maxillectomie totale, semblent montrer des résultats prometteurs, avec une précision de 0.95 mm.

La configuration des marqueurs fiduciaires joue un rôle majeur dans la précision d'enregistrement des cibles chirurgicales. Les études montrent que 4 à 6 marqueurs cutanés ou osseux sont nécessaires à une bonne précision (Hamming, 2008).

La difficulté consiste à choisir les repères servant de marqueurs fiduciaires ; en effet, les marqueurs cutanés collés n'ont une précision que de 2,8 mm (Hohlweg-Majert, 2005), du fait de la mobilité des tissus mous. Les systèmes utilisent donc des cadres stabilisés par le conduit auditif externe et/ou une gouttière maxillaire ou des marqueurs anatomiques.

L'inconvénient de ces systèmes est leur encombrement : cadre crânien et gouttière maxillaire, qui réduisent l'accessibilité du champ opératoire. Les faisceaux infra-rouges ne doivent pas être coupés par les opérateurs, ce qui réduit les possibilités de mouvement de ceux-ci autour du champ. Enfin, l'ensemble du système est volumineux et difficilement compatible avec l'ergonomie d'un bloc opératoire non spécifiquement dédié à ce type de chirurgie.

Pour Metson (1999), les systèmes de guidage augmentent le temps opératoire en moyenne de 17,4 minutes et le coût de l'intervention ; cependant, ce temps inclut le planning et l'installation du système de guidage et navigation. Le temps opératoire strict, une fois l'apprentissage effectué, est diminué d'une dizaine de minutes environ. La précision est très satisfaisante, de l'ordre de 1,1 à 2 mm, aucune complication n'a été notée et le confort du patient n'est pas modifié.

L'auteur recommande la navigation pour des chirurgies complexes, avec des risques anatomiques importants.

D'autres systèmes comme la stéréophotogrammétrie ont été proposés (Ayoub, 2007) ; ils sont basés sur un scanning au laser par 2 caméras placées antéro-latéralement qui donnent une image en stéréo. La résolution spatiale au niveau cutané est néanmoins limitée du fait de l'utilisation de données scanner X.

Le transfert du virtuel dans le réel reste encore une étape problématique en dehors des systèmes optiques (Matsumoto, 2009).

D-LA CHIRURGIE MINIMALEMENT INVASIVE

Une fois le potentiel d'ostéointégration implantaire acquis, les chirurgiens se sont intéressés à la possibilité de réaliser des chirurgies minimales invasives, ce qui, associé au guidage radiologique, permet d'augmenter la prédictibilité prothétique de remplacement des dents manquantes. Cela consiste, pour la chirurgie implantaire, à positionner les implants soit directement en transmuqueux, soit avec un lambeau minimalement invasif (LaMI).

1- Avantages de la chirurgie minimalement invasive

La chirurgie minimalement invasive permet une préservation du tissu osseux. (Becker 2005, 2006). Le taux de succès à 2 ans est de 98,7% (Becker 2005). Pour Jeong (2008), une expérience chez le chien montre que l'ostéointégration à 8 semaines est supérieure pour les implants mis en place en technique minimalement invasive (70,4% contre 59,5% pour les

implants mis en place classiquement). La hauteur d'os péri-implantaire est mieux préservée (10,1mm contre 9,0 mm).

Pour Choi (2008), les résultats sont supérieurs si la chirurgie minimale invasive est associée à une technique enfouie.

Chez l'homme, les résultats sont plus controversés : l'évaluation clinique n'a pas montré de différence significative de niveau osseux entre les deux techniques (Becker 2005). Covani (2004) conclut même à un résultat inverse lors d'une extraction/implantation immédiate. Par contre, Job (2008) observe une moindre résorption péri-implantaire à 3 mois dans les techniques minimalement invasive (0,06 mm contre 0,4 mm).

Au niveau des tissus mous, une étude chez le chien (Kim, 2008) a montré que la vascularisation des tissus muqueux supra-crestaux et péri-implantaires est plus riche dans les techniques minimales invasives à 3 mois post-chirurgicaux. Par ailleurs, l'inflammation tissulaire péri-implantaire est diminuée (Nkenke, 2007). Le passage en transmuqueux ne semble pas gêner la gestion esthétique des tissus mous (Oh, 2006).

La douleur et l'anxiété du patient sont diminuées (Fortin 2006 ; Nkenke, 2007 ; Komiyama, 2008). Les études d'évaluation de la douleur avec les échelles EVA montrent que celle-ci est significativement moindre, avec une prise d'antalgiques moindre (Fortin, 2006). Elle est également de plus courte durée.

La durée de l'intervention est réduite. Le temps d'incision, de décollement, de sutures est supprimé.

La précision est identique à celle de la chirurgie avec lambeau. Toutefois, peu de données chiffrées sont exploitables dans la littérature.

Le coût de l'intervention est diminué, en termes de temps et de matériel.

2- Inconvénients et limites

La gestion du passage transmuqueux soulève la question de la propulsion de cellules épithéliales dans le forage osseux, compromettant l'ostéointégration. Une étude chez le chien (Becker, 2006) a montré que la stabilité des implants et le contact os/implant est similaire en technique minimalement invasive ou en technique avec lambeau. Il n'y a pas d'inclusions épithéliales ou autres à l'interface os/implant. Une étude clinique (Berdougo, 2009) montre

qu'il n'y a pas de différence statistiquement significative entre des implants positionnés en transgingival par rapport à des implants mis en place de manière conventionnelle. Le taux de succès est évalué à 97%. Le passage d'un implant à travers la gencive n'interfère donc pas avec l'ostéointégration.

La gestion des tissus mous et des variations anatomiques reste délicate, notamment en cas d'altérations majeures de l'anatomie osseuse ou des tissus mous, pour de nombreux auteurs (Komiyama, 2008 ; Katsoulis, 2008). Elle est moins précise que le guidage radiologique associé à une chirurgie conventionnelle (Wittwer, 2006 ; Wittwer, 2007).

L'accessibilité quel que soit le niveau d'expertise en implantologie est identique ; néanmoins le risque de fenestration reste élevé, selon Van de Velde (2008). Il conclut à une nécessité de mieux prendre en compte les tissus mous (volume, qualité) afin d'obtenir une meilleure définition de l'axe et de l'enfouissement implantaires. Par ailleurs, l'utilisation d'un système, quel qu'il soit, nécessite une maîtrise du geste, il existe donc une courbe d'apprentissage.

TROISIEME PARTIE : RESULTATS ATTENDUS ET PERSPECTIVES

A- PROBLEMATIQUE EN CANCEROLOGIE

1- Intérêt de l'implantologie en cancérologie

Suivant les auteurs, tous antécédents thérapeutiques confondus (radiothérapie, chirurgie d'exérèse, chirurgie reconstructrice), les taux d'ostéointégration implantaire varient de 70 % (Wagner, 1998) à 100% (Eckert, 1996).

L'implantologie prend tout son intérêt dans des cavités buccales aux anatomies remaniées, où la rétention, la stabilisation et la sustentation prothétiques ne peuvent être assurées par des reliefs anatomiques inexistantes. De plus, la susceptibilité muqueuse à tout traumatisme rend le port de la prothèse difficilement supportable pour le patient.

Cependant les taux de succès et les possibilités thérapeutiques implantaire sont compromis par :

- La dose d'irradiation qui dès 40 Gy altère de manière importante l'histophysiologie osseuse et muqueuse. La radiothérapie crée un risque de nécrose muqueuse et d'ostéoradionécrose (ORN) dont les éléments déclencheurs peuvent être entre autre, une aseptie insuffisante, un traumatisme ou encore un geste chirurgical invasif avec mise à nu de l'os;
- L'hypovascularisation due à la radiothérapie mais aussi à la chirurgie ;
- La perturbation de l'occlusion avec des forces occlusales atypiques et traumatiques exercées sur la prothèse implanto-portée, liée aux anomalies de fonction post-chirurgicales (Marunick, 1989 ; Naitoh, 2000).

Par conséquent, il y a un intérêt majeur à utiliser un système assisté par ordinateur pour la pose d'implants, dans le cadre de patients traités pour un cancer des VADS (Fortin, 2002).

2- Intérêt de la chirurgie minimalement invasive en cancérologie

De nombreux systèmes d'aide à la chirurgie implantaire existent sur le marché. Ce sont les systèmes optiques, couplés ou non à des modèles stéréolithographiques, et les systèmes basés sur des reconstructions tridimensionnelles d'après l'examen tomodensitométrique. Ils s'inspirent plus ou moins directement des techniques stéréotaxiques avec cadre invasif ou non (Ganslandt, 2003). Les auteurs utilisent soit un cadre stéréotaxique monté sur la tête du patient lors de l'examen scanner et repositionné lors de l'intervention, soit des marqueurs en titane mis en place chirurgicalement sous anesthésie locale et laissés en place entre le moment de l'examen radiologique et l'intervention chirurgicale.

Ces systèmes ont tous été validés sur patient sain lors de la pose d'implants dentaires au niveau du maxillaire ou de la mandibule. Leur précision est généralement excellente : 0,35 mm pour le DenX Advanced Dental System® (Casap, 2004 ; Casap, 2005), 0,4 mm pour le SurgiGuide® (Van Steenberghe, 2003 ; Vrieklinck, 2003).

La prédictibilité du traitement implanto-prothétique est donc améliorée par ces systèmes.

De plus, la chirurgie minimale invasive qui leur est couplée évite le déperiostage, source potentielle de déclenchement d'une ORN chez les patients irradiés. Le déperiostage ouvre une large porte à la flore buccale pathogène opportuniste, ce qui, sur un os altéré, peut favoriser l'apparition de lésions osseuses d'origine bactérienne (ostéonécroses, ostéites, péri-implantites).

Enfin, la chirurgie minimalement invasive permet une préservation de la vascularisation muqueuse, elle aussi fragilisée par la radiothérapie.

3- Limites des systèmes existants

Ces systèmes sont inexploitablement en l'état en cancérologie, du fait des contraintes anatomiques, histologiques et ergonomiques liées à la mise en place d'implants en territoire irradié ou sur lambeau microanastomosé.

Les systèmes optiques nécessitent un matériel coûteux (système de caméra et centre de navigation) (Wagner, 2003 ; Widman, 2005), encombrant et peu adapté à la chirurgie en bloc opératoire. Les modèles stéréolithographiques, bien que très précis (Sudbrink, 2005) augmentent considérablement le coût du traitement.

Mais le principal obstacle actuel à l'utilisation des guides radiochirurgicaux chez les patients traités pour un cancer des VADS est lié au repositionnement du guide entre l'examen tomodensitométrique et la chirurgie implantaire. En effet, pour le patient édenté total, tous les systèmes proposent une fixation osseuse du guide par des pins's (Parel, 2004), des vis d'ostéosynthèse (Fortin, 2004) ou des mini implants mis en place sous anesthésie locale, ce qui ne semble pas une solution optimale en terrain irradié du fait du risque d'ostéoradionécrose ou de l'épaisseur trop importante des tissus de recouvrement des lambeaux, parfois supérieure à la longueur de ces minivis.

4- Définition du cahier des charges des systèmes de repositionnement non invasifs

Les objectifs d'un tel système sont à plusieurs niveaux :

- Planifier le geste opératoire : les implants sont placés sur le site clinique en fonction d'un planning pré-opératoire défini par rapport à des critères cliniques et surtout prothétiques. Par conséquent, dans le cadre de patients traités pour cancer des VADS,

le schéma prothétique final est amélioré et les forces occlusales mieux réparties. Les pourcentages parfois importants (Smolka, 2008 ; Iizuka, 2005) d'implants « dormants » sont fortement diminués.

- Réduire l'invasivité du geste chirurgical : la chirurgie minimalement invasive réalisée sans lambeau grâce à ce système permettra de conserver l'apport sanguin osseux en préservant le périoste. La conservation de la vascularisation osseuse et muqueuse diminue ainsi le risque de nécroses.
- Améliorer l'asepsie du site chirurgical : la diminution de la surface de contact entre l'os et l'écosystème buccal diminue réduit la contamination du site.

L'ensemble de ces éléments laisse supposer qu'en utilisant un système de chirurgie minimalement invasive assistée par ordinateur pour la pose d'implants, le taux de succès sera amélioré.

Les systèmes de repositionnement mis au point doivent donc répondre au cahier des charges suivant :

- atraumatique,
- non invasif,
- compatible avec la réalisation d'un scanner X,
- compatible avec l'anesthésie générale et l'ergonomie du bloc opératoire,
- repositionnable,
- déposable facilement et rapidement,
- précis,
- affranchi le plus possible de la résilience muqueuse.

B-RESULTATS ATTENDUS ET PERSPECTIVES

L'amélioration de la technique chirurgicale espérée par ce procédé permettrait d'éviter les risques de désunion des lambeaux parfois observés, notamment sur les lambeaux de fibula microanastomosés, d'obtenir une cicatrisation muqueuse plus rapide et de diminuer le volume d'os exposé lors de la chirurgie, ce qui réduirait les portes d'entrées infectieuses et donc le risque potentiel de déclenchement d'ostéoradionécrose. De plus, la planification permettrait la mise en charge de tous les implants posés (suppression des implants « dormants ») et une

prévision du résultat prothétique (donc une meilleure anticipation du résultat fonctionnel possible).

L'objectif est de permettre l'application de ce système à la plupart des patients irradiés au niveau cervico-facial, autorisant ainsi la mise en place d'implants dans des zones plus fortement irradiées ou à risque anatomique plus élevé (notamment dans les zones maxillaires après maxillectomie partielle).

L'élaboration d'un cadre non invasif, repositionnable, peu coûteux et précis au niveau facial présente un intérêt certain pour toutes les chirurgies faciales et buccales. Des modifications du logiciel pourraient en rendre l'application possible pour les implants extra oraux.

La combinaison de ce système avec les reconstructions tridimensionnelles serait un développement ultérieur permettant l'augmentation du nombre des chirurgies minimalement invasives au niveau facial en couplant une méthode de segmentation précise et donc de reconnaissance précise des structures anatomiques avec une technique fiable de guidage radiochirurgical, ce à partir d'un même examen tomodensitométrique. D'autres applications pourraient être développées par la suite.

MATERIEL ET METHODES

A- MATERIEL

1- Population étudiée

L'étude porte sur des patients devant bénéficier de la mise en place d'implants dentaires et traités pour un cancer des voies aéro-digestives supérieures prouvé histologiquement, ayant nécessité une radiothérapie externe cervico-faciale et/ou une curiethérapie et/ou une reconstruction mandibulaire par lambeau de fibula microanastomosé, incluant tout ou partie de la mandibule.

Le choix a été fait de centrer l'étude sur la mandibule, car il n'existe que peu d'études au maxillaire en territoire irradié. Le taux d'ostéointégration est moins bon, le nombre de patients est moins élevé.

La population étudiée est ainsi plus homogène.

Par ailleurs, la mandibule est un os mobile, la précision du repositionnement est donc plus difficile à obtenir par absence de référentiel fixe et par moindres surfaces de stabilisation et rétention. Nous avons choisi de nous intéresser aux sujets édentés totaux mandibulaires, chez

Patient	Age (ans) ; sexe	Localisation tumorale	Traitement
1	68 ; M	Oropharynx	Chirurgie + RTE (60Gy)
2	55 ; M	Sillon amygdalo-glosse	Chirurgie + fibula + RTE (62Gy)
3	51 ; M	Mandibule droite	Chirurgie + fibula + RTE (60Gy)
4	61 ; M	Oropharynx	Chirurgie + RTE (60Gy)
5	72 ; M	Pharyngo-larynx	Chirurgie + RTE (66Gy) + CDDP
6	56 ; M	Plancher antérieur	Chirurgie + RTE (60Gy)
7	57 ; M	Plancher antérieur	Chirurgie + Famm flap + RTE (58Gy)
8	59 ; M	Pharyngo-larynx	Chirurgie + RTE (62Gy)
9	54 ; M	Plancher antérieur	Chirurgie + Famm flap + RTE (54Gy) + CDDP

qui la stabilisation d'un guide radiochirurgical est la plus difficile à obtenir.

Tableau 1 : Présentation des patients : âge, sexe, localisation tumorale initiale et traitements

Légende des abréviations : RTE : radiothérapie externe (pour tous les patients, la radiothérapie a été effectuée après la chirurgie d'exérèse, mais avant la greffe de fibula)

CDDP : chimiothérapie potentialisante au CDDP

2- Guide radio-chirurgical utilisé : Easyguide®

Le système Easyguide® est un système de pose d'implants assistée par ordinateur, développé actuellement pour un usage chez le patient sain. Il associe l'utilisation d'un guide chirurgical et la planification, à l'aide d'un logiciel spécifique, du geste chirurgical à partir d'un examen tomодensitométrique.

Les étapes de réalisation et d'utilisation du système sont les suivantes :

- Examen clinique : il a pour but de réaliser et de valider un montage d'étude préfigurant la position de la supra-structure prothétique. Ce montage est utilisé pour réaliser le guide radiologique. Afin de matérialiser l'axe prothétique lors de l'examen radiologique tomодensitométrique, un matériau non artéfactogène est inséré dans la gouttière (dents barytées). A ce guide est ajouté un cube en résine (X-cube) préfabriqué (Keystonedental, Burlington, MA, USA) contenant deux tubes en titane de manière à ce que, guide en bouche, le cube soit à l'extérieur de la cavité buccale et en avant de la mandibule. Ce cube est utilisé ultérieurement pour le perçage de la gouttière. Ces tubes font office de marqueurs fiduciaires. Le système de repositionnement est fabriqué puis solidarisé à la gouttière.
- Examen radiologique : Un examen tomодensitométrique (scanner spiralé de type dental scanner) est effectué, en position bouche ouverte. L'ensemble des coupes axiales est stocké en fichier DICOM standard. Cette étape nécessite l'immobilité du patient et la stabilité du système de repositionnement du guide radio chirurgical.
- Planification : par une visualisation sur trois plans, le choix des axes implantaires est réalisé grâce au logiciel par le chirurgien.
- Perçage de la gouttière : une fois la planification terminée, la gouttière radiologique est percée suivant les axes définis sur le planning. Les tubes en titane inclus dans le cube de résine permettent de faire le transfert des axes déterminés sur le logiciel vers le bras mécanique muni d'une perceuse. Les tubes en titane servent de fixation et de repère dans l'espace au système perceur, ils s'insèrent dans un logement prévu à cet effet à la base du bras mécanique perceur.

- Phase chirurgicale : cette phase nécessite que le positionnement du guide soit similaire à la position lors de l'examen tomodensitométrique, afin de guider le chirurgien dans son geste.

Les conditions anatomiques et histologiques chez le patient traité pour un cancer des VADS ne permettant pas toujours l'utilisation de systèmes de repositionnement invasifs du guide, deux systèmes non invasifs, l'un extra-oral, l'autre intra-oral, ont été mis au point dans le cadre de cette étude.

3- Description du système extra-oral

Ce système est basé sur les masques d'immobilisation des patients (type masque 3 points ou 5 points) utilisés en pratique courante en radiothérapie. Il est élaboré en matériau thermoplastique basse température Posicast®-Lite (Sinmed BV, Reeuwijk, The Netherlands). Un revêtement en polyuréthane empêche l'adhérence à la peau et aux cheveux et une trame en polycaprolactone assure la rigidité de la forme enregistrée.

Le matériau utilisé se présente sous la forme de plaques. L'épaisseur de 2 mm ainsi que la faible rétraction du matériau à la prise offrent de bonnes qualités d'enregistrement des surfaces cutanées. La feuille est multiperforée c'est à dire largement alvéolée. Cela permet de conserver la rigidité du matériau tout en améliorant le confort du patient. La plaque peut être chauffée une seconde fois si l'ajustement n'est pas suffisant.

Réalisation du masque

La plaque est immergée dans un bain à 70° pendant 60 secondes. Le séchage se fait entre deux feuilles absorbantes, et permet de diminuer la température à 45°. Puis elle est appliquée directement sur la peau du visage, bouche ouverte au maximum. Afin d'aider le patient à maintenir la bouche grande ouverte il est possible de réaliser une cale de confort en silicone lourd.

Le modelage de la face doit se faire à 4 mains pour un résultat optimum. Afin d'avoir un masque stable, il est important d'enregistrer un maximum de surface. Les limites externes du masque sont le bord du scalp, le bord postérieur du pavillon auriculaire, la zone inférieure de

l'angle mandibulaire. Il est nécessaire d'enregistrer avec soin les zones suivantes : arête nasale, menton, front, angle mandibulaire ainsi que toute convexité, concavité ou arête pouvant participer au repositionnement et au calage du masque.

Une fois l'enregistrement terminé, les surplus et les zones à éviter sont marqués au feutre directement sur le masque.

Les évidements doivent être réalisés dans l'optique de l'anesthésie générale. Les narines sont libérées pour permettre le passage de la sonde naso-trachéale. L'emplacement des yeux est évidé pour éviter toute compression du globe oculaire et permettre à l'anesthésiste de contrôler la mydriase. Enfin la bouche est très largement échancrée afin de faciliter le passage de la gouttière et l'accessibilité du site opératoire par les instruments de forage nécessaires à la pose des implants. Une fois le masque préparé, tous les angles blessants sont adoucis à l'aide d'un bec bunsen.

Liaison masque-gouttière

Cette étape conditionne la précision future du système de repositionnement du guide radio-chirurgical.

Le but est de définir un rapport invariable entre la gouttière et le masque qui permette de repositionner l'un par rapport à l'autre de façon identique à chaque fois. Le principe est de pallier l'imprécision de repositionnement de la gouttière seule ou du masque seul en les associant. Ce faisant, le masque contraint la gouttière à un nombre fini de positions et la gouttière contraint le masque à un nombre fini de positions. Cela diminue considérablement le risque de mauvais repositionnement puisque l'un dépend de l'autre par rapport à l'anatomie du patient. On aboutit à un système d'étau autour de la mandibule, le bras supérieur de l'étau étant la gouttière (sur la crête mandibulaire) et le bras inférieur étant le masque (au niveau du menton).

L'impératif est de pouvoir désolidariser le masque de la gouttière sans que cela modifie le rapport fixé entre les deux. En effet la désolidarisation est nécessaire lors de la mise en place et de l'enlèvement du système mais aussi pour le perçage de la gouttière après la réalisation du planning lors du protocole classique de Cadimplant®- Easyguide®.



Figure 14 : Masque et gouttière en place ; en cours de réalisation – vue de face

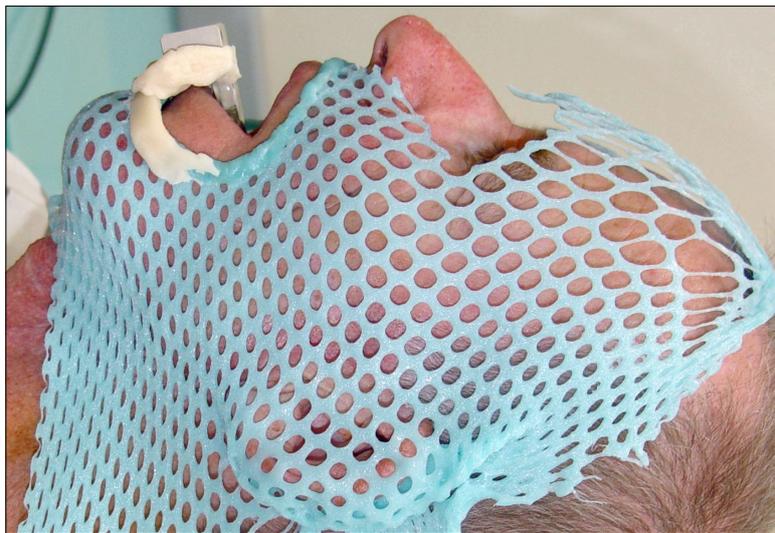


Figure 15 : Masque et guide en place, en cours de réalisation – vue de profil

Une boîte de fixation en résine est réalisée sur le cube. Le cube s'insère dans cette boîte jusqu'à mi-hauteur et peut coulisser facilement pour sa pose ou sa dépose. Les étapes de liaison sont donc les suivantes :

1. Encastrement du cube dans la boîte,
2. Mise en place du masque,
3. Insertion de la gouttière avec son extension (cube et boîte de fixation),
4. Solidarisation à la résine autopolymérisable de la boîte et du masque, avec maintien concomitant de la gouttière en place.

Après durcissement de la résine, la gouttière peut être désolidarisée du masque pour retirer le système. La boîte de fixation reste fixée au masque.

Le système de repositionnement du guide radio-chirurgical est achevé.

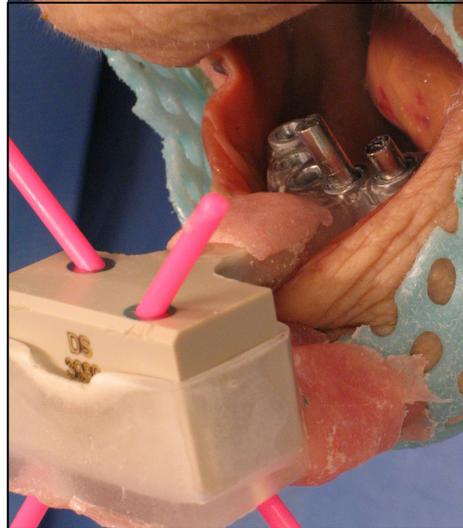


Figure 16 : Détail de la boîte de liaison masque-guide : des clavettes peuvent être utilisées afin de bloquer le guide dans la boîte pendant la polymérisation de la résine (M Paris)

Précision in vitro du système

La précision de repositionnement du système a fait l'objet d'une étude sur pièce anatomique (Master 2 du Dr Marion Paris). Un ensemble de jauges précalibrées permettait de quantifier la précision de repositionnement à 0,2 mm près.

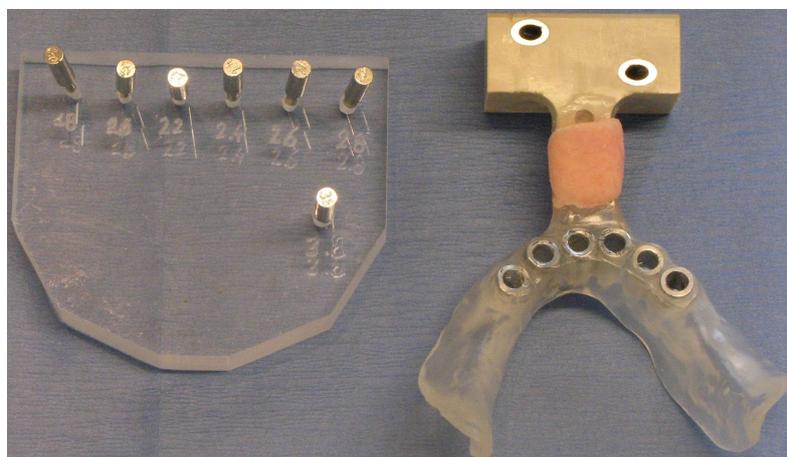


Figure 17 : Jauges de diamètre pré calibré et tubes-cibles sur le guide (M Paris)

Cent cinquante repositionnements ont été effectués. Les résultats obtenus sont de 0,135 mm +/- 0,23 mm en translation et 1,186° +/- 1,165 en rotation. Ils sont à nuancer en fonction de l'épaisseur des tissus mous, de la résilience muqueuse et cutanée, des mouvements du patient et de l'erreur liée au chirurgien.

4- Description du système intra-oral

Le système est inspiré d'un écarteur lingual ou maxillaire mis au point en vue d'éloigner le maxillaire ou la mandibule pendant la radiothérapie, afin de l'épargner au maximum des effets délétères des rayonnements (Bodard, 2009).

Le guide radiochirurgical et le X-cube sont réalisés à la mandibule. Une empreinte est effectuée au maxillaire, afin de réaliser une plaque en résine, chez le patient édenté total maxillaire.

La plaque maxillaire et le guide radiochirurgical sont mis en place en bouche et le patient se positionne en bouche ouverte. Une mesure de l'ouverture buccale est effectuée au pied à coulisses afin de déterminer l'ouverture buccale maximale. Deux cales en résine polyméthylméthacrylate autopolymérisable sont montées sur la plaque maxillaire, latéralement, au niveau des secteurs prémolaires de chaque côté, de manière à ne pas interférer avec le site opératoire. Les éléments de calage sont constitués par les cuspides des dents prothétiques positionnées sur le guide chirurgical. Le système est remis en bouche et la hauteur définitive des cales est réglée avec des ajouts de résine, le patient devant se trouver en ouverture forcée. Les indentations permettent un repositionnement identique des plaques l'une par rapport à l'autre, tout en autorisant leur séparation.



Figure 18 : Blocage du guide grâce à une gouttière et deux cales occlusales maintenant le patient en ouverture buccale. Les cales sont construites sur l'arcade maxillaire (CLB).

B- METHODES

1- Protocole

Le protocole suivi est celui utilisé dans l'étude ATIM, qui a fait l'objet d'un financement par le Programme Hospitalier de Recherche Clinique 2006.

Réalisation du guide

Une maquette prothétique d'essayage en cire est réalisée, selon les techniques habituelles d'empreintes. Elle est validée en bouche puis envoyée au laboratoire où elle est transformée en guide radio chirurgical, porteur du X-cube.

Réalisation du système de repositionnement

Le système de repositionnement est réalisé au fauteuil. Pour le système extra-oral, le masque est moulé sur le patient puis la connexion masque/guide est effectuée. Pour le système intra-oral, le prothésiste aura au préalable réalisé une plaque en résine transparente pour l'arcade antagoniste, si le patient est édenté, qui permettra le maintien en ouverture buccale avec un calage satisfaisant. La hauteur des cales est réglée en bouche.

Scanner

Le dental scanner est effectué, guide et système de repositionnement en place.

L'inclinaison est de 0°.

Le protocole utilisé ne diffère pas de celui habituellement appliqué pour les dental scanners ; une modification du FOV, normalement à 180 est parfois nécessaire afin de bien visualiser le X-cube, ce d'autant plus sur les mandibules reconstruites. Il peut, dans ce cas, devoir être augmenté jusqu'à 200-250 du fait des modifications anatomiques.

Etude logicielle

Les fichiers Dicom fournis par le scanner sont introduits dans le logiciel du système Easyguide® / CadImplant®. La position, le nombre et les dimensions des implants sont déterminés. Le guide est renvoyé au laboratoire où la machine-outil effectue le perçage de celui-ci en fonction des implants planifiés par le praticien.

Phase chirurgicale

Après décontamination des éléments du système et stérilisation à froid, la chirurgie est effectuée sous anesthésie générale, au bloc opératoire.

Suivi postopératoire

Le suivi postopératoire consiste en une consultation à J8 (avec contrôle radiologique), une consultation à J30, J60 puis à 4 mois où un nouveau contrôle radiologique est effectué. Entre 4 et 6 mois post-opératoires, la phase prothétique débute.

Scanner postopératoire

Il est réalisé entre 2 et 3 mois après la chirurgie implantaire, système de repositionnement en place.

Matching des données de l'imagerie

Pour mieux refléter la réalité clinique, nous avons calculé la distance D1 entre le point émergent de l'implant virtuel (Pe1) et l'axe de l'implant posé (Ligne Pe2 Pa2), ainsi que la distance D2 entre l'apex de l'implant virtuel (Pa1) et l'axe de l'implant posé (Ligne Pe2 Pa2). Tous les calculs sont faits dans le repère du cube de référence ou X Marker (X-cube).

L'angle est celui que font les deux droites (axe des implants pré (Pe1-Pa1) et post opératoire (Pe2-Pa2)) entre elles ; il correspond donc à la déviation angulaire.

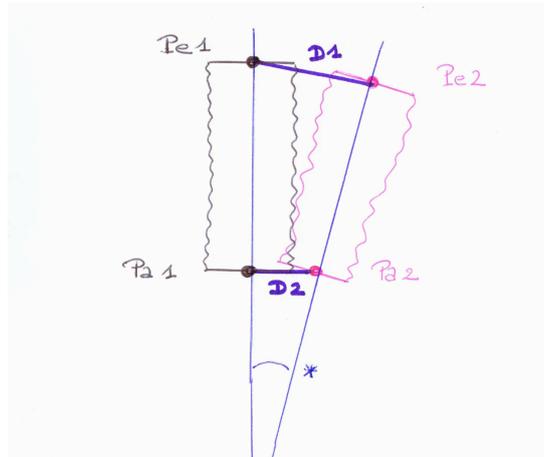


Figure 19 : Technique de matching des données. En noir : implant planifié ; en rose : implant réel. Pe1 : émergence de l'implant virtuel (planifié) ; Pa1 : apex de l'implant virtuel (planifié) ; Pe2 : émergence de l'implant réel ; Pa2 : apex de l'implant réel ; * : déviation angulaire.

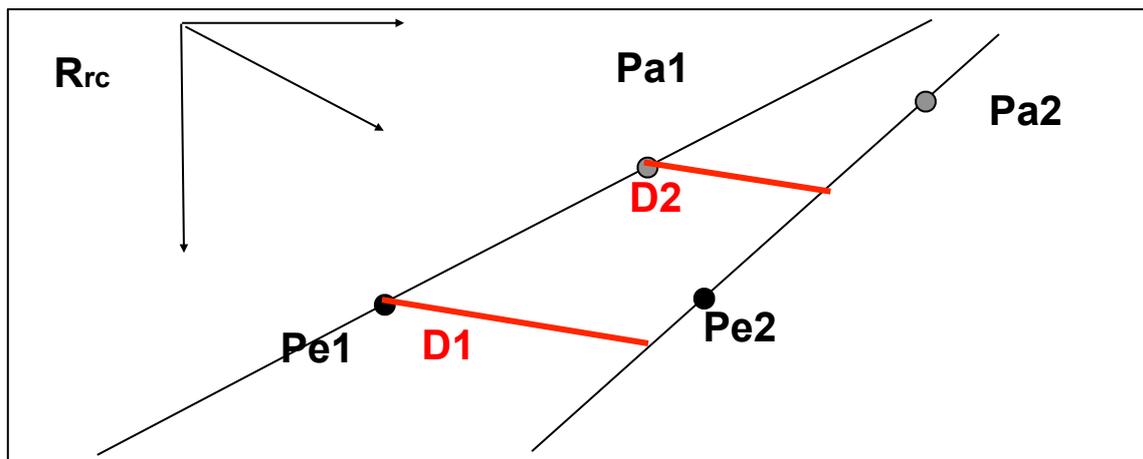


Figure 20 : Matching des données pré- et post-opératoires

2- Critères évalués

L'évaluation globale des systèmes de repositionnement implique une analyse quantitative et qualitative de chaque système.

Les critères subjectifs évalués pour chaque système sont :

- compatibilité avec l'ergonomie du bloc opératoire, de l'anesthésie générale et du scanner,
- facilité de réalisation et de fabrication des systèmes de repositionnement,
- facilité d'utilisation des systèmes (lors de la pose ou de la dépose),
- encombrement lors de la chirurgie (et gêne occasionnée),
- stabilité lors de la chirurgie,
- confort pour le patient.

Une valeur numérique est attribuée à chaque critère ; la somme de ces valeurs aboutit à un score total qualitatif du système. Le critère « confort » est évalué par le patient à l'aide d'une échelle visuelle analogique reprenant les scores. Le plus mauvais score possible est de 24, le meilleur de 6.

L'échelle qualitative est présentée dans le tableau suivant :

Score	1	2	3	4
Facilité d'utilisation	Très facile	Relativement facile	Assez difficile	Très difficile
Facilité de réalisation	Très facile	Relativement facile	Assez difficile	Très difficile
Compatibilité* ¹	Excellente	Bonne	Assez mauvaise	Très mauvaise
Confort	Excellent	Bon	Assez mauvaise	Très mauvaise
Encombrement	Faible	Correct	Important	Très important
Stabilité* ²	Excellente	Bonne	Assez mauvaise	Très mauvaise

Tableau 2 : Scores des différents critères d'évaluation des systèmes

*¹ : avec l'ergonomie du bloc opératoire, les contraintes anesthésiques et d'imagerie

*² : lors de la phase chirurgicale

Les critères objectifs évalués sont :

- le coût (en euros),
- la précision (différence entre implants planifiés et réels) (en millimètres),

- les variations du temps opératoire liées à l'utilisation des systèmes (en minutes).

L'intérêt de l'utilisation de systèmes de guidage radiochirurgicaux lors de la chirurgie implantaire en cancérologie s'évalue par :

- la précision des systèmes,
- leur simplicité,
- la conformité du résultat implantaire (nombre, positionnement, précision de mise en place des implants, pourcentage d'implants mis en charge)
- la conformité du résultat prothétique avec le planning prévisionnel (type de prothèse, nombre de dents remplacées).

RESULTATS

Neuf patients ont été inclus dans l'étude. Deux n'ont pu suivre le protocole de mise en place d'implants dentaires, l'un pour un événement per opératoire (lâchage de l'ostéosynthèse faisant le lien entre la mandibule résiduelle et le lambeau de fibula micro anastomosé), l'autre pour cause de décès (à domicile, entre l'étape du scanner et la phase chirurgicale).

Patients	Type d'os implanté	Système de repositionnement
1	Mandibule	EO
2	Fibula	EO/lâchage per opératoire de l'ostéosynthèse
3	Fibula	EO
4	Mandibule	EO
5	Mandibule	Décédé
6	Mandibule	IO
7	Mandibule + Famm flap	EO
8	Mandibule	IO
9	Mandibule + Famm flap	IO

Tableau 3 : Patients implantés avec chacun des systèmes (IO : système intra-oral ; EO : système extra-oral) et type d'os présent au niveau mandibulaire

Patient 1 : implantation en gencive attachée, sur mandibule native.

Patient 2 : patient sorti du protocole en raison d'un lâchage de l'ostéosynthèse reliant la fibula à la mandibule en peropératoire

Patient 3 : implantation sur fibula en muqueuse faiblement kératinisée

Patient 4 : implantation en gencive attachée, sur mandibule native

Patient 5 : patient décédé avant la chirurgie

Patient 6 : implantation en gencive attachée, sur mandibule native

Patient 7 : implantation sur mandibule, avec muqueuse de recouvrement non kératinisée

Patient 8 : implantation en gencive attachée, sur mandibule native

Patient 9 : implantation sur mandibule, avec muqueuse de recouvrement non kératinisée

Evaluation subjective des systèmes :

Le système extra-oral a été scoré 14, le meilleur score possible étant 6 et le moins bon 24. Le meilleur résultat était en termes de compatibilité avec l'ergonomie du bloc opératoire, le moins bon en termes d'encombrement.

Le système intra-oral a été scoré 12, avec un score très satisfaisant en terme de compatibilité mais un score moins bon en terme d'utilisation.

	Système extra oral	Système intra oral
Facilité d'utilisation	2	3
Facilité de fabrication et réalisation	3	2
Compatibilité avec le bloc opératoire	1	1
Confort	2	2
Encombrement	4	2
Stabilité pendant la chirurgie	2	2
Score total	14	12

Tableau 4 : scores de chaque système en fonction du critère évalué

1- Evaluation du système extra-oral

I- Critères objectifs :

Caractéristiques des patients :

Patient	Localisation tumorale initiale	Dose d'irradiation (Gy)
1	Oropharynx	60
3	Mandibule + lambeau de fibula microanastomosé	60
4	Oropharynx	60
7	Plancher antérieur	58

Tableau 5 : Caractéristiques des patients implantés avec le système extra-oral

Quatre patients ont bénéficié de la mise en place d'implants avec le système extra-oral. Deux patients ont été traités par chirurgie et radiothérapie externe (60 Gy) pour une lésion de l'oropharynx, 1 pour une lésion pelvi mandibulaire par chirurgie, radiothérapie (60 Gy) puis reconstruction par un lambeau de fibula microanastomosé, 1 pour une lésion pelvienne antérieure par chirurgie et radiothérapie (58 Gy).

Nombre d'implants planifiés /posés et nombre de dents prothétiques planifiées / remplacées ;
Temps nécessaire à la mise en place et à la dépose du système.

Patients	Nombre d'implants		Nombre de dents		Temps de mise en place et dépose du système
	planifiés	posés	planifiées	remplacées	
1	4	4	14	14	+8,5 min
3	4	3	10	10	+8,0 min
4	4	4	14	14	+6,8 min
7	5	5	14	14	+7,9 min

Tableau 6 : Nombre d'implants planifiés et mis réellement en place par patient ; nombre de dents prévues sur la future prothèse et nombre de dents effectivement remplacées ; temps de mise en place et de dépose du système

Un implant planifié n'a pas été mis en place (patient n°3). Les prothèses réalisées étaient conformes aux plannings prothétiques. Le temps de manipulation du système (incluant l'installation et la dépose ainsi que les manipulations spécifiques au système) était de 7,8 minutes (6,8 – 8,5 minutes).

Précision du système extra oral

Tableau 7 : Déviation angulaire, différence à l'émergence et à l'apex entre les implants planifiés et mis en place

La déviation angulaire moyenne entre l'axe implantaire planifié et l'axe implantaire réel était de 6,04° (3,13-9,5) avec une variance de 3,34 et un écart type de 1,83. La différence entre l'émergence implantaire planifiée et l'émergence réelle était de 2,14 mm (0,51-3,74) avec une variance de 2,38 et un écart type de 1,54. A l'apex de l'implant, cette différence était de 2,16 mm (0,57-4,93) avec une variance de 1,67 et un écart type de 1,29.

II- Critères subjectifs

Evaluation des critères subjectifs par patient et par critère

patient	utilisation	fabrication	compatibilité	confort	encombrement	stabilité
1	2	3	1	2	4	1
2 *	3	3	1	2	4	3
3	3	3	1	2	4	3
4	1	1	1	2	3	1
5	DCD	DCD	DCD	DCD	DCD	DCD
7	1	4	1	2	4	2
Moyenne	2	3	1	2	4	2

Tableau 8 : Scores par patient et par critère ; DCD : patient décédé avant implantation

* : le patient n°2 n'a pas pu bénéficier de l'ensemble du traitement du fait d'un lâchage de l'ostéosynthèse en peropératoire.

Score du système rapporté à chaque patient

Le meilleur score (9) est rapporté pour le patient n°4. Les moins bons scores sont rapportés pour les patients 2 et 3. Le patient n°5 étant décédé avant la mise en place des implants, seuls les critères de fabrication et confort pour le patient ont pu être évalués, et respectivement scorés 3 et 2. Pour le patient n°2, l'événement indésirable survenu en per opératoire (lâchage de l'ostéosynthèse) a permis toutefois l'évaluation subjective.

Système extra oral	Déviati on angulaire (degrés)	Différence à l'émergence (mm)	Différence à l'apex (mm)
Moyenne	6,04	2,14	2,16
Minimum	3,13	0,51	0,57
Maximum	9,5	3,74	4,93
Variance	3,34	2,38	1,67
Ecart type	1,83	1,54	1,29

Patient	Score du système extra oral
1	13
2	16
3	16
4	9
5	Non concerné
7	14

Tableau 9 : Score global du système extra-oral pour chaque patient

2- Evaluation du système intra-oral

I- Critères objectifs

Caractéristiques des patients :

Patient	Localisation tumorale	Dose de radiothérapie (Gy)
6	Oropharynx	60
8	Plancher antérieur	62
9	Plancher antérieur (Mandibule + famm flap)	54 + CDDP

Tableau 10 : Caractéristiques des patients implantés avec le système intra-oral

Trois patients ont bénéficié de la mise en place d'implants avec le système de repositionnement intra oral. Un patient a été traité par chirurgie et radiothérapie externe (60 Gy) pour une lésion de l'oropharynx, 1 par chirurgie et radiothérapie (62 Gy) pour une lésion du plancher antérieur, 1 patient traité par chirurgie, reconstruction immédiate par un Famm-Flap, radiothérapie externe (54 Gy) et potentialisation par CDDP pour une lésion pelvi-mandibulaire antérieure.

Nombre d'implants planifiés/posés et de dents prothétiques planifiées/remplacées ; modifications du temps opératoire.

Un implant n'a pas été mis en place pour le patient n°8. Les prothèses réalisées ont remplacé le nombre de dents planifié. L'augmentation du temps opératoire était de 7,6 minutes (7,2-8,0).

Patients	Nombre d'implants		Nombre de dents		Modifications du temps opératoire
	planifiés	posés	planifiées	remplacées	
6	4	4	14	14	+7,5 min
8	4	3	10	10	+8,0 min
9	4	4	12	12	+7,2 min

Tableau 11 : Nombre d'implants planifiés et mis réellement en place par patient ; nombre de dents prévues sur la future prothèse et nombre de dents effectivement remplacées ; temps de mise en place et de dépose du

Précision du système intra-oral

Système intra oral	Déviati on angulaire (degrees)	Différence à l'émergence (mm)	Différence à l'apex (mm)
Moyenne	5,05	1,13	1,82
Minimum	1,55	0,5	1,18
Maximum	9,5	1,38	2,39
Variance	6,47	0,08	0,13
Ecart type	2,54	0,29	0,36

Tableau 12 : Déviati on angulaire, différence à l'émergence et à l'apex entre les implants planifiés et mis en place

La déviati on angulaire moyenne entre l'axe implantaire planifié et l'axe implantaire réel était de 5,05° (1,55-9,5) avec une variance de 6,47 et un écart type de 2,54. La différence entre l'émergence implantaire planifiée et l'émergence réelle était de 1,13 mm (0,50-1,38) avec une variance de 0,08 et un écart type de 0,29. A l'apex de l'implant, cette différence était de 1,82 mm (1,18-2,39) avec une variance de 0,13 et un écart type de 0,36.

II- Critères subjectifs

Résultat pour chaque critère par patient

Patient	utilisation	fabrication	compatibilité	confort	encombrement	stabilité
6	3	2	1	1	2	2
8	2	2	1	2	2	3
9	4	2	1	3	2	1
Moyenne	3	2	1	2	2	2

Tableau 13 : Scores par patient et par critère

Score du système rapporté à chaque patient

Le meilleur score (11) a été obtenu pour le patient n°6, le moins bon (13) pour le patient n°9.

Patient	Score du système intra oral
6	11
8	12
9	13

Tableau 14 : Score global du système intra-oral pour chaque patient

3- Evaluation croisée

Pour un patient (n°4), nous avons réalisé l'intervention avec le système extra-oral et effectué deux scanners post-opératoires afin de comparer la différence de repositionnement entre les 2 systèmes. Pour cela, nous avons comparé le positionnement implantaire « idéal » fourni par les perçages de la gouttière avec les implants réellement mis en place via le système extra oral. Nous avons également demandé au patient d'évaluer subjectivement le confort de chacun des systèmes.

Numéro implant	Déviations angulaire (degrés)	Différence à l'émergence (mm)	Différence à l'apex (mm)
41	0,8	2,09	0,12
43	5,55	0,52	0,44
32	1,30	4,66	2,54
34	3,29	1,03	0,07
Moyenne	2,74	2,06	0,79
Variance	4,68	3,40	1,38
Ecart type	2,16	1,84	1,18

Tableau 15 : Patient n°4 : pour chaque implant, différence angulaire, à l'émergence et à l'apex entre les implants positionnés grâce au système extra-oral et le guide de perçage positionné grâce au système intra-oral.

Le passage d'un système à l'autre génère des différences de positionnement du guide radio chirurgical, qui influent sur le positionnement des implants, notamment en termes d'angulation (2,74° en moyenne).

Le confort des systèmes a été évalué par le patient à 2 pour chaque système.

Différence selon le type d'os implanté

	Type d'os	Différence à l'émergence (mm)	Différence à l'apex (mm)	Déviations angulaire (°)
EO	Mandibule	2,11	1,74	6,03
	Famm flap	2,42	1,39	7,31
	Fibula	3,46	2,86	4,00
IO	Mandibule	1,17	1,77	4,46
	Famm flap	1,04	1,91	6,09
	Fibula	/	/	/

4- Coût

Le coût du système extra oral est évalué à :

gouttière radio-chirurgicale + perçage : 600 euros

masque : 50 euros

Le coût du système intra oral est évalué à :

gouttière radio-chirurgicale + perçage : 600 euros

plaque thermoformée : 30 euros environ

5- Critères d'évaluation de l'intérêt d'un système de guidage radio chirurgical

Conformité du résultat implantaire

Pour tous les patients, les dimensions implantaires étaient conformes à la planification.

Pour les patients 3 et 8, le nombre d'implants posés diffère du nombre d'implants planifiés : un implant n'a pas été posé pour chacun de ces patients (voir tableau).

Conformité du résultat prothétique

Pour tous les patients, le type de prothèse réalisé ainsi que le nombre de dents remplacées est strictement conforme à la planification.

6- Résultats par patient : exemple du patient n°1 (système extra-oral) et du patient n°6 (système intra-oral)

Patient N°1 : système extra-oral

Patient traité pour une lésion de l'oropharynx par chirurgie et radiothérapie externe (60 Gy). 4 implants ont été planifiés ; 4 implants ont été mis en place. L'os implanté est la mandibule native irradiée.

Numéro implant	Déviati on angulaire (degrés)	Différence à l'émergence (mm)	Différence à l'apex (mm)
41	9,5	2,59	2,28
43	7,1	0,86	1,99
32	7,5	5,86	4,93
34	5,2	2,02	1,11

Tableau 16 : Précision par implant et par patient : exemple du patient n° 1

Planning prévisionnel :



Figure 21 : planning prévisionnel (patient n°1)- logiciel CadImplant - Easyguide®

Planning post-opératoire pour matching des données :



Figure 22 : analyse logicielle postopératoire ; on observe les implants mis en place ; les implants planifiés sont modélisés en jaune et vert (implant « actif », en cours de travail sur logiciel)

Patient N°6 : système intra-oral

Patient traité pour une lésion oropharyngée par chirurgie et radiothérapie externe. 4 implants ont été planifiés, tous ont été mis en place. L'os implanté est une mandibule irradiée.

Précision du système :

Numéro implant	Déviations angulaire (degrés)	Différence à l'émergence (mm)	Différence à l'apex (mm)
41	8,7	0,50	2,16
43	1,55	1,38	1,55
32	6,2	1,20	2,39
34	1,91	0,99	1,18

Tableau 17 : Précision par implant et par patient : exemple du patient n°6

Planning prévisionnel :

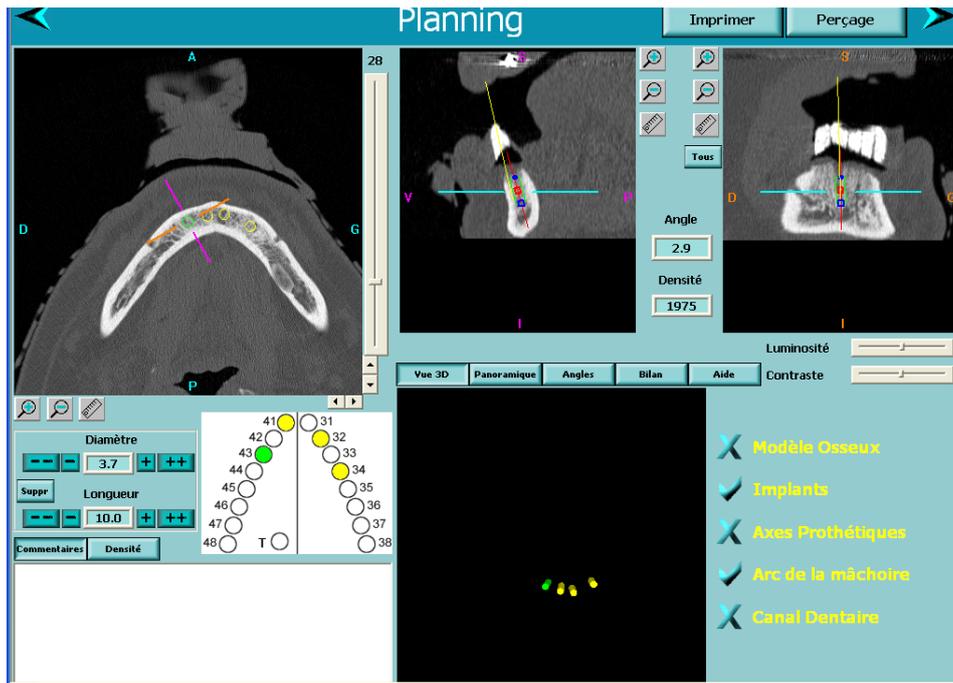


Figure 23 : planning prévisionnel – patient n° 6

Scanner post-opératoire :



Figure 24 : Etude logicielle postopératoire – patient n°6 ; on observe les implants mis en place ; les implants planifiés sont modélisés en jaune et vert (implant « actif », en cours de travail sur logiciel)

DISCUSSION

A- ANALYSE DES RESULTATS

1- Précision des systèmes

La précision observée des systèmes dépend de l'erreur de repositionnement du système entre la réalisation de celui-ci et le scanner, entre le scanner et la chirurgie, mais aussi entre la chirurgie et le scanner postopératoire, cumulée à celle du système Easyguide® lui-même (erreur de perçage de la machine outil) et à l'imprécision du chirurgien.

L'erreur de la machine outil est évaluée à $1,1^\circ$ en rotation et $0,2$ mm en translation (Fortin, 2002, 2004). L'erreur de repositionnement a été évaluée sur pièces anatomiques (150 repositionnements) à $1,186^\circ \pm 1,165^\circ$ en rotation et $0,135 \pm 0,23$ mm en translation (Master 2 Dr Marion Paris).

Système extra-oral :

Pour ce système, la précision moyenne est de $6,04$ degrés en rotation, avec une variance de $3,34$ et un écart-type de $1,83$. La plus faible déviation observée est de $3,13^\circ$ et la plus importante de $9,5^\circ$. L'erreur de la machine-outil servant au perçage est de $1,1^\circ$ en rotation. D'un point de vue clinique, l'erreur en rotation est acceptable, d'autant plus que les pièces implantaires prothétiques disponibles existent dans des angulations de 15° au moins.

En translation, la différence entre le planning et la position réelle des implants est de $2,14$ mm au sommet de l'implant et de $2,16$ mm à l'apex, avec des valeurs minimales respectives de $0,51$ et $0,57$ mm et maximales de $3,74$ et $4,45$ mm. Du fait du faible nombre d'implants, la variance est importante, respectivement $2,38 \pm 1,54$ et $1,67 \pm 1,29$. Les valeurs inférieures à 1 mm sont acceptables cliniquement ; en dessous de cette valeur-seuil, l'œil et la main ne sont plus discriminants. Par contre, certaines valeurs correspondent à un décalage en translation du diamètre de l'implant (entre $3,75$ et 4 mm de diamètre).

L'étude de la précision du système extra-oral sur pièce anatomique donne des résultats en terme de précision de $0,135$ mm $\pm 0,23$ mm en translation et $1,186^\circ \pm 1,165$ en rotation. A cela, il faut ajouter l'erreur lors du perçage, puisque la machine-outil a un degré d'erreur de $0,2$ mm en translation et $1,1^\circ$ en rotation.

La variance et l'écart type sont importants du fait du faible nombre de patients et de la grande différence entre les valeurs observées.

Seul ce système avait pu être étudié sur pièce anatomique avant son utilisation clinique.

Système intra-oral :

La déviation angulaire moyenne entre l'axe implantaire planifié et l'axe implantaire réel est de $5,05^\circ$ (1,55-9,5) avec une variance de 6,47 et un écart type de 2,54. La différence entre l'émergence implantaire planifiée et l'émergence réelle est de 1,13 mm (0,50-1,38) avec une variance de 0,08 et un écart type de 0,29. A l'apex de l'implant, cette différence est de 1,82 mm (1,18-2,39) avec une variance de 0,13 et un écart type de 0,36.

L'erreur en rotation est acceptable cliniquement ; en translation, elle avoisine le millimètre, ce qui est proche de l'objectif fixé au système. Il faut là aussi soustraire à ces chiffres l'erreur lors du transfert du site à la gouttière via la machine outil (Fortin 2002), ainsi que l'erreur due au chirurgien, d'autant plus importante que les conditions anatomiques seront complexes.

L'erreur enregistrée correspond donc à une erreur cumulée.

Concernant la différence de précision selon le type d'os implanté, le nombre de patients inclus est trop faible pour pouvoir en tirer des conclusions ; les valeurs d'erreur en translation sont toutefois plus importantes sur lambeau de fibula, ce qui s'explique par une modification plus importante de l'anatomie buccale. Il ne semble pas y avoir de différences entre la mandibule native et les patients reconstruits par Famm-flap.

D'un point de vue clinique, les implants ont tous pu être positionnés en intra-osseux.

Les systèmes décrits dans la littérature sont essentiellement basés sur la navigation et les systèmes optiques, avec des appuis osseux invasifs. L'étude la plus intéressante est celle de Wagner (2003) qui évalue un système optique avec le positionnement de 32 implants placés chez 5 patients ayant tous subi une ablation tumorale, une chirurgie de reconstruction micro vasculaire, et une chimioradiothérapie. Les gouttières radio-chirurgicales sont marquées avec de la gutta-percha en lieu des sites à implanter. Quatre micro vis sont insérées sur le patient afin d'obtenir des marqueurs fiduciaires pour la navigation. Les marqueurs sont placés transgingivalement, répartis de façon régulière. Pour l'étude de la précision les auteurs réalisent un matching des points du planning pré-opératoire et des points après implantation

c'est à dire une comparaison des implants planifiés et réels. La moyenne de déviation obtenue est de 1,1 mm et la déviation moyenne angulaire est de 6,4°.

La plupart des autres études chez les patients présentant des antécédents de traitement pour cancer des VADS ne donnent pas de résultats chiffrés en matière de précision et ne proposent pas de matching pré- et post- opératoire. Van Steenberghe (2005) ou Spector (2008) décrivent le protocole avec le Nobelguide® sans évaluation chiffrée de la précision. Casap (2005) évalue la possibilité de mise en place d'implants après résection pour un myxome odontogénique à l'aide d'un système optique, le DentX Advanced Dental System. Aucun chiffrage de la précision pré- / post-opératoire n'est effectué.

Wittwer (2006 ; 2007) évalue chez des édenté totaux mandibulaires le système de navigation VISIT et rapporte une erreur de translation de 0,7 mm. Il émet cependant une réserve de taille en ce qui concerne l'application sur des maxillaires aux anatomies fortement remaniées. Dans une autre étude, avec le système Stealth Station Trean de navigation de Medtronic, il rapporte une erreur de 0,9 mm chez des patients édentés totaux. Il convient que le système n'est pas fiable pour toutes les morphologies osseuses et propose des évolutions en matière de miniaturisation et de simplification des procédures.

Chez le patient présentant un édentement intercalaire, donc partiellement édenté, Bousquet (2008) rapporte de bien meilleurs résultats avec une erreur de rotation de 2,04° en mésio-distal et 2,71° en vestibulo-lingual. L'erreur de translation est de 0,42 mm en mésio-distal et 0,5 mm en vestibulo-lingual. Ces chiffres s'expliquent aisément par la possibilité de fixation dentaire du guide radio chirurgical. Ozan (2009) a en effet montré une nette supériorité de la précision des guides à appui dentaire : 2,91° +/- 1,3 contre 4,63° +/- 2,6 pour un guide à appui osseux et 4,51° +/- 2,1 pour un guide à appui muqueux. L'étude portait sur un guide type stéréolithographique. Pour Di Giacomo (2005), l'erreur de tels systèmes est de 7,25+/-2,67°, 1,45+/-1,42 mm à l'émergence et 2,99+/-1,77 mm à l'apex de l'implant.

Elian (2008) enfin, avec un système de navigation en temps réel, obtient des erreurs de 0,89+/-0,53 mm à l'émergence, 0,96+/-0,5 à l'apex de l'implant et 3,78+/-2,76° en déviation angulaire. L'objectif retenu pour cette étude était d'obtenir une précision inférieure à 1 mm et inférieure à 4°.

Pour Weinberg (1998), une erreur angulaire de l'ordre de 1° est non significative ; une erreur de 10° entraîne un torque de 5% au niveau de l'implant.

Sukovic (2003) compare la précision de guides conventionnels et de modèles stéréolithographiques sur mandibules en époxy ; il obtient une différence de 1,5 mm à l'émergence et 2,1 mm à l'apex pour les premiers, contre 0,9 à 1 mm pour les seconds. Pour Ruppin (2008) par contre, il n'existe pas de différence statistiquement significative entre les différents types de guides.

La précision est conditionnée par la justesse du matching ; en ce sens, le cube du système Easyguide® répond parfaitement aux critères du marqueur fiduciaire idéal : non invasif, fixe par rapport à la gouttière et surtout parfaitement reproductible. Metzger (2007) confirme que le matching des données est problématique lorsque celui-ci est effectué à partir d'éléments anatomiques.

Les systèmes décrits sont moins précis que les systèmes navigationnels ou optiques. Ces résultats sont conformes à ceux attendus ; ainsi, Sicilia (2000) observe que la précision des guides à appui osseux est supérieure de 61% à ceux avec appui muqueux.

La moins bonne précision de nos systèmes peut s'expliquer par :

- à la non-invasivité totale du système ; celui-ci prend appui sur des surfaces présentant une certaine résilience, comme la muqueuse buccale pour la guide et les joues, la peau pour le masque ;
- à l'éloignement entre la surface de repositionnement (la peau du visage) et le site opératoire (intra-buccal) pour le système extra-oral;
- au faible nombre de patients traités, ce qui implique que la courbe d'apprentissage n'a pas encore atteint son plateau,
- au fait que la population de l'étude (patient traité pour une tumeur des voies aéro-digestives supérieures) présente presque toujours une anatomie buccale particulière, post chirurgicale, contrairement aux études publiées, pour la plupart, chez le patient ne présentant pas de modifications majeures de l'anatomie buccale. Par ailleurs, certaines études incluent des patients partiellement dentés, ce qui accroît la précision de repositionnement.

En outre, concernant ce critère, le nombre de patients inclus est trop faible pour pouvoir tirer des conclusions statistiquement significatives.

2- Modifications du temps opératoire

Le paramètre mesuré correspond au temps de préparation peropératoire, de mise en place et de dépose spécifiques au système. Il est en moyenne de 7,8 minutes pour le système extra-oral et 7,6 minutes pour le système intra-oral. Ceci est court, comparé au temps d'installation des systèmes optiques, marqueurs fiduciaires et autres composants des systèmes stéréolithographiques ou de navigation. Pour Metson (1999), l'augmentation du temps opératoire est de 20 à 30 minutes lorsque l'équipe et le chirurgien ne sont pas encore très entraînés au système. Elle est ensuite inférieure à 10 minutes lorsque l'équipe est rodée au système. Il confirme donc la nécessité d'une équipe entraînée ; par ailleurs, pour la chirurgie maxillo-faciale, il estime qu'une précision inférieure à 2 mm est cliniquement acceptable.

Notre travail porte sur les premiers patients traités avec ces systèmes ; on peut donc penser que le temps opératoire ne sera pratiquement plus augmenté avec l'habitude. Les valeurs les plus importantes d'augmentation du temps opératoire sont rapportées pour les patients 1 et 8. Pour le patient n°1, ceci s'explique par le fait qu'il s'agissait du tout premier patient traité avec un système de repositionnement d'un guide ; pour le patient n°8, une limitation importante de l'ouverture buccale, probablement radio-induite, nous a gênés dans notre geste opératoire.

Nous avons souhaité concevoir un système à dépose rapide, ce afin de pouvoir laisser rapidement l'accès au patient à l'anesthésiste, en cas de besoin pendant l'intervention. Le temps opératoire strict est réduit car l'accès au site opératoire se fait par lambeau minimalement invasif ; ultérieurement, une mise en place transmuqueuse sera envisagée.

3- Coût

Le coût du système Easyguide® est modéré par rapport à de nombreux systèmes d'aide à la chirurgie implantaire ; l'intérêt de ne pas entraîner un surcoût important consiste à permettre une large application du système. Il est évalué à environ 500 à 600 euros par patient, selon le

nombre d'implants à mettre en place ; le surcoût lié au système de repositionnement est évalué à 50 euros, incluant le masque thermoplastique et la résine méthacrylique pour le système extra-oral, et la plaque thermoformée et la résine pour le système intra-oral.

Ces coûts sont bien inférieurs à ceux de nombreux systèmes, notamment les systèmes navigationnels de type Robodent (Meyer, 2003 ; Roche in 3rd International Conference of Advanced Digital Technology in Head and Neck Reconstruction (Cardiff, June, 28-July,1, 2008)), où le coût de l'appareillage est évalué à 80000 euros, plus 500 à 600 euros par patient.

4- Compatibilité avec le bloc opératoire

Le système extra-oral présente une excellente compatibilité avec les conditions opératoires habituelles. Seules des modifications mineures des habitudes opératoires sont nécessaires. L'asepsie est réalisée, le masque est mis en place. Pour cela, l'anesthésiste doit libérer la sonde d'intubation pendant quelques secondes au niveau de son raccord. Une nouvelle asepsie est faite sur le masque et les champs opératoires sont mis en place directement sur le masque. Le guide est inséré dans un second temps. A contrario, les systèmes de navigation ou optiques nécessitent une réorganisation complète de la zone péri opératoire, afin de ne pas interférer avec les faisceaux ou les marqueurs.

Le système intra-oral peut être positionné une fois le champage effectué, sans aucune modification de l'ergonomie du bloc opératoire.

5- Encombrement

Le système extra-oral est relativement encombrant. La partie péribuccale du système gêne parfois l'accès au site opératoire, ce d'autant plus qu'il existe une limitation de l'ouverture buccale, fréquente chez les patients irradiés au niveau cervico-facial. Il peut s'agir, pour certains patients, de la condition limitant l'utilisation de ce système.

Pour le système intra-oral, il est important de positionner les cales occlusales le plus latéralement possible afin de ne pas gêner l'accès au site opératoire. Néanmoins, l'encombrement est moindre.

Chez les patients traités par radiothérapie cervico-faciale, il existe très souvent une limitation de l'ouverture buccale. Le guide radiochirurgical est lui-même parfois trop encombrant et gêne l'accès au site.

Wittwer (2006 ; 2007) décrit l'encombrement comme une évolution majeure à apporter aux systèmes de navigation et évoque une miniaturisation des systèmes. Quant à Fortin, dans une étude de 2003 (Fortin, 2003) il n'a pu mettre en place grâce au guide Easyguide® que 4 implants au niveau des secondes molaires sur les 10 implants prévus, l'ouverture buccale étant insuffisante pour livrer passage à la fois au guide et aux forets implantaires.

6- Facilité de réalisation et de fabrication

La confection de chacun des systèmes présente une étape clinique difficile à mettre en œuvre. Pour le système extra-oral, si les étapes de réalisation du masque et du guide sont simples, la connexion entre les deux via la boîte de liaison en résine s'avère délicate et nécessite le plus souvent 2 opérateurs : l'un s'assure du bon positionnement du guide sur la muqueuse, tandis que l'autre met en place la résine pour lier la boîte au masque.

Pour le système intra-oral, c'est la réalisation des cales en résine qui peut s'avérer problématique : il faut en effet que le patient se positionne en ouverture quasi-maximale, afin de régler la première cale. Une fois celle-ci faite, la seconde peut être réalisée sans difficultés particulières. Le bon positionnement du guide sur la muqueuse doit là encore être vérifié. Ceci est facilité par la réalisation du guide en résine transparente, qui permet le contrôle de l'appui muqueux (la muqueuse pâlit légèrement).

Le moins bon score a été relevé pour le patient n° 7 ; il s'agit d'un patient traité pour une lésion du plancher antérieur, avec une anatomie dans cette zone particulièrement remaniée. L'obtention de la stabilité du guide pour la réalisation de la connexion masque/guide a nécessité plusieurs tentatives avant de donner un résultat satisfaisant. Le guide étant constitué de résine transparente, le contrôle du bon positionnement de celui-ci en est facilité.

7- Facilité d'utilisation

L'insertion et la désinsertion de chacun des systèmes est rapide, de l'ordre de quelques dizaines de secondes, afin de pouvoir intervenir rapidement en cas d'urgence vitale lors de

l'anesthésie générale, et afin de perturber le moins possible les étapes cliniques habituelles. Nous avons cependant rencontré, pour le patient n°9, des difficultés d'insertion de l'appareillage lors de l'anesthésie générale. En effet, ce patient présentait une limitation importante de l'ouverture buccale ; malgré un relâchement musculaire lié à l'anesthésie, la mise en place du système intra-oral a été plus longue et a nécessité un deuxième opérateur qui a forcé légèrement l'ouverture buccale. Cette manœuvre n'a été cependant nécessaire que pour ce seul patient.

8- Stabilité pendant l'intervention

Pour Kalt (2008), la précision du système décroît lorsque la complexité anatomique augmente (qualité et contours osseux).

Di Giacomo (2005) signale des problèmes de stabilisation de son guide stéréolithographique pendant la chirurgie lorsque le patient est édenté total ou présente un édentement unilatéral.

Nous avons, pour notre part, eu des problèmes de stabilité du guide pendant le scanner du patient n°5 (décédé avant la chirurgie) : le patient présentait quelques trémulations mandibulaires ainsi qu'une impossibilité de contrôler sa déglutition, ce qui a entraîné des micromouvements pendant la réalisation du dental scanner : le logiciel Easyguide® n'a pas pu effectuer un recalage satisfaisant des droites du X-cube. Il aurait fallu prévoir une cale rigide en résine, une cale extemporanée en silicone de haute viscosité ayant échoué à la stabilisation mandibulaire.

Par ailleurs, des scores élevés ont été rapportés pour les patients n° 2, 3, 8. Les patients 2 et 3 étaient reconstruits par lambeau de fibula microanastomosé ; les reliefs buccaux sont aplatis et la muqueuse de recouvrement est épaisse et mobile par rapport au plan osseux. Ceci, associé à une cinématique mandibulaire altérée, explique le manque de stabilité observé. Pour le patient n°8, il s'agissait d'un patient traité pour une tumeur du plancher antérieur ; là aussi, les reliefs osseux et muqueux sont altérés, entraînant un manque de stabilité.

9- Confort pour le patient

Si la notion de confort pour le patient peut paraître anecdotique, il ne faut pas perdre de vue que nos patients sont multiopérés, et que les systèmes de repositionnement sont à 4 reprises mis en place et déposés, dont 3 fois en état vigile :

- lors de la fabrication et de la connexion des différents éléments,
- lors du scanner pré opératoire,
- lors du scanner post opératoire.

Par ailleurs, lors de l'intervention, il faut éviter tout traumatisme induit par les systèmes, ce qui induirait des douleurs post opératoires. Pour le masque extra-oral, les angles sont arrondis à la fraise ou chauffés afin de les adoucir. Ceci est particulièrement vrai en rétro auriculaire ou en péri nasal. Les guides et plaques intra-oraux sont polis afin d'adoucir les bords. Seul le patient n° 9 a scoré le système intra-oral à 3. Il s'agit d'un patient avec une ouverture buccale limitée, la position en ouverture forcée lui était pénible en situation vigile.

10- Evaluation croisée

Pour le patient n°4, nous avons pu comparer les résultats obtenus avec les 2 systèmes. Le scanner pré-opératoire et le planning ont été effectués avec le système extra oral ; le scanner pré-opératoire a été effectué avec le système extra-oral et un second scanner a été effectué avec le système intra-oral. Nous avons donc pu mesurer la différence d'erreurs entre les 2 systèmes, ce qui permet d'évaluer la différence de repositionnement des systèmes l'un par rapport à l'autre. Les valeurs obtenues ne sont qu'indicatives, puisque nous sommes partis du principe, en prenant comme référence les perçages du planning avec le système extra-oral, que le système extra-oral présente une erreur négligeable.

Néanmoins, les valeurs parfois importantes obtenues (implant en 32 notamment) demandent de nouvelles évaluations.

11- Evolutions des systèmes

Evolutions du système extra-oral:

Lors de l'utilisation en pratique du système extra-oral dans sa version initialement testée sur pièces anatomiques, nous avons dû faire face à certains problèmes :

- Une gêne au niveau cervical lors de l'anesthésie générale : la mise en place d'une cale occipitale afin de limiter la mobilisation de la tête (« rond de tête » ou « rondelle ») positionne la tête du patient en légère flexion, alors que lors de la réalisation du masque, le patient est allongé sur une table avec un cale-tête qui le place en légère hyperextension.
- Un manque de calage mandibulaire lors du forage implantaire : le relâchement musculaire lié à l'anesthésie générale implique un soutien mandibulaire lors du forage ; ceci est encore plus vrai pour les mandibules reconstruites par lambeau de fibula ou lorsqu'une chirurgie non interruptrice est effectuée : en effet, l'absence de soutien peut entraîner une fracture mandibulaire ou une désunion de l'ostéosynthèse (NB : la désunion observée pour le patient n°2 n'est pas imputable au système).
- Un manque de rigidité, notamment au niveau péri buccal, ce qui entraîne une déformation du masque et une perte de stabilité du guide.
- Une gêne opératoire par limitation de l'ouverture buccale : outre la gêne liée à l'encombrement des systèmes (masque insuffisamment évidé en péri-buccal), nous avons été gênés par la hauteur du guide en lui-même.

Les évolutions proposées et les modifications du système ont principalement porté sur :

- Un renforcement péri-buccal pour rigidifier le masque : l'évidement péri-buccal a été élargi et le renforcement s'est fait avec de la résine sur une largeur de 1 à 2 cm. Cela permet un contour péri-buccal rigide.
- Un évidement sous mental : il permet le calage mandibulaire lors du forage implantaire ; il permet également la bonne coaptation du guide à la muqueuse lors de la connexion masque/guide via la boîte de liaison.
- Un dégagement au niveau cervical, avec la réalisation d'une échancrure cervicale plus large.
- Une rigidification de la baguette de liaison guide/X-cube : celle-ci étant plus longue du fait de la présence du masque qui crée une épaisseur supplémentaire, nous avons demandé à ce qu'elle soit également plus épaisse afin de la rigidifier.

- Une diminution de la hauteur du guide avant la chirurgie : la limitation de l'ouverture buccale de la plupart de nos patients a nécessité de diminuer la hauteur du guide, l'utilisation de forets prolongateurs étant impossible chez ces patients, même en zone para symphysaire.

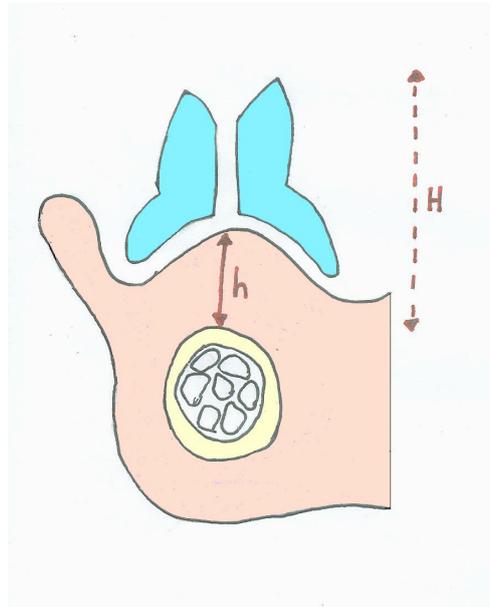


Figure 23 : En bleu : le guide ; en rose : tissus mous de recouvrement.

h : hauteur des tissus mous ; H : hauteur du guide + tissus mous pour arriver au contact de l'os

Néanmoins, la diminution de cette hauteur fait perdre en précision, ainsi que l'a montré Choi (2004), notamment au niveau du contrôle de l'angulation implantaire. Par ailleurs, l'épaisseur des tissus mous (sur les lambeaux myo-muqueux ou ostéo-musculo-cutanés) éloigne le guide du site implantaire, ce qui fait perdre encore de la précision.

- Une accentuation de l'appui frontal et nasal, avec un enregistrement marqué de ces zones qui constituent des reliefs ou des zones de faible mobilité.

Evolutions du système intra-oral :

Pour le système intra-oral, les difficultés rencontrées sont essentiellement liées à la nécessité d'une ouverture forcée, afin d'avoir un espace suffisant entre le guide et l'arcade antagoniste. La hauteur du guide est là aussi une gêne considérable lors de la chirurgie, et la diminution de la hauteur du guide doit être soigneusement effectuée afin d'obtenir un bon compromis entre l'espace nécessaire et le risque de perte de précision.

12- Réponse à la problématique posée

Nous avons pu mettre au point deux systèmes de repositionnement de guides radiochirurgicaux d'aide à la mise en place d'implants répondant au cahier des charges en termes de :

- non invasivité,
- compatibilité avec la réalisation de scanner X,
- compatibilité avec l'anesthésie générale et l'ergonomie du bloc opératoire.

Les systèmes sont également atraumatiques, repositionnables, déposables facilement et rapidement. Par contre, en matière de précision, des améliorations seraient à apporter, ainsi qu'en termes d'encombrement et de lourdeur de mise en œuvre (notamment pour le système extra oral).

Conformité du résultat implantaire

Pour chacun des systèmes, un implant n'a pas été mis en place (patients n°3 et 8). Le patient n°3 été reconstruit par lambeau de fibula microanastomosé ; l'implant non mis en place correspond à une zone où la densité osseuse sous corticale nous a paru insuffisante au forage. Il pourrait être intéressant de réfléchir à une possibilité d'évaluation plus précise en utilisant une gamme étalon de densité, positionnée, par exemple, au niveau de la peau, par un système adhésif. Par ailleurs, des modèles mathématiques visant à prévoir la stabilité et le comportement implantaires en fonction de la densité osseuse sont en cours de développement (Thèse de Doctorat du Dr Thibaut Bardyn, 2009).

Pour le patient n°8, traité pour un plancher antérieur, l'implant non placé grâce au guide correspond à la jonction entre la zone réséquée et la zone saine ; en raison d'un décalage trop important (« marche d'escalier »), une ostéoplastie s'est avérée nécessaire, rendant alors le

guide inutilisable dans cette zone. Il s'agit d'une des limites de ce type de guides radio chirurgicaux, qui ne permet pas l'intégration de variables per opératoires, contrairement aux systèmes optiques et/ou navigationnels.

Par contre, tous les implants ont été mis en charge ; nous n'avons pas eu d'implants « dormants ».

Conformité du résultat prothétique

Les prothèses réalisées étaient toutes conformes aux prévisions pré-implantaires, ce qui permet d'expliquer et planifier précisément quelles dents vont être remplacées et ce qui limite le nombre d'implants « dormants ». Les axes implantaires sont déterminés en fonction de la future prothèse qui prend en compte les altérations anatomiques, pérennisant ainsi la réhabilitation.

B-EVOLUTIONS ET PERSPECTIVES

1- Poursuite de l'étude dans le cadre du protocole ATIM

Ce travail fait l'objet d'une étude clinique, financée dans le cadre du Programme Hospitalier de Recherche Clinique 2006. L'étude se propose d'inclure 53 patients édentés totaux mandibulaires et traités pour une lésion induisant l'irradiation de tout ou partie de la mandibule et/ou une reconstruction par lambeau de fibula micro anastomosé, candidats à la mise en place d'implants endo-osseux. Il s'agit d'une étude d'évaluation thérapeutique, prospective, multicentrique, incluant le Centre Régional de Lutte Contre le Cancer Léon Bérard, les Hospices Civils de Lyon et Le Centre Hospitalier Universitaire de Clermont Ferrand.

Le schéma de l'étude et le synopsis du protocole sont présentés ci-après (Pages 90-93).

Outre les critères d'évaluation que nous avons étudiés dans ce travail, l'étude clinique s'intéresse à des critères qualitatifs, avec le suivi de la cicatrisation, notamment au niveau des

tissus mous. Les premiers résultats semblent indiquer une cicatrisation plus rapide, de meilleure qualité, du fait d'une chirurgie moins invasive.



Figure 24 : Cicatrisation post opératoire à 8 jours, sur un patient traité par lambeau de fibula microanastomosé

Les difficultés rencontrées lors de cette étude clinique, en dehors de la longueur de mise en place, sont essentiellement des difficultés de recrutement. La population ciblée est bien précise, et les inclusions sont moins fréquentes qu'initialement escompté. En cancérologie, de nombreuses études sont menées, les patients sont favorables à la participation à des protocoles. Par contre, il est préférable de prévoir d'emblée des études multicentriques, dans la mesure où la morbi-mortalité est importante.

Nous poursuivons donc l'étude, afin d'améliorer les résultats obtenus jusqu'ici et permettre à un plus grand nombre de patients de bénéficier de la réhabilitation implanto-prothétique la plus pérenne et la plus réfléchie possible.

SCHEMA DE L'ETUDE



SYNOPSIS

TITRE	Application des techniques d'imagerie médicale à la chirurgie implantaire en cancérologie dans le but de réduire l'invasivité des actes
INDICATION THERAPEUTIQUE	Patients traités pour un cancer des voies aéro-digestives supérieures par radiothérapie externe cervico-faciale et/ou curiethérapie et/ou reconstruction mandibulaire par lambeau de fibula microanastomosé, pour lesquels la pose d'implants dentaires est envisagée.
PROMOTEUR	Centre Léon Bérard
NUMERO DU PROJET	N° AFSSAPS : ID-RCB : 2006-A00294-47 / N° CLB : ET2006-032
INVESTIGATEUR-COORDONNATEUR	Dr Anne-Gaëlle BODARD
TYPE DE L'ESSAI	Etude prospective
RATIONNEL	<p>L'implantologie en cancérologie constitue aujourd'hui une thérapeutique récente dont les résultats cliniques sont satisfaisants. Néanmoins les taux de succès en terme de réhabilitation globale sont moindres car compromis par la dose d'irradiation qui altère de manière importante l'histophysiologie osseuse et muqueuse, et par la perturbation des forces occlusales exercées sur la prothèse implanto-portée (liée aux anomalies de fonction post-chirurgicale).</p> <p>Le but de ce travail est donc d'évaluer la précision de mise en place d'implants lors de l'utilisation d'un système de guide radiochirurgical. L'utilisation de ce type de guide permettrait de minimiser le traumatisme chirurgical, diminuant ainsi le risque de désunion des lambeaux en autorisant une chirurgie minimalement invasive ou transmuqueuse pure. Il permettrait en outre une planification préopératoire qui simplifierait le geste et permettrait d'emblée une approche prothétique.</p> <p>Il est donc nécessaire de mettre au point un système de repositionnement du guide totalement atraumatique, non invasif, compatible avec la réalisation d'un scanner X et l'implantation sous anesthésie générale. Il faut ensuite tester la précision de ce système de repositionnement, effectuer la mise en place des implants et tester la prédictibilité globale du système.</p> <p>Nous proposons donc dans cette étude de valider la précision globale du système.</p>
NOMBRE DE PATIENTS	53 patients
OBJECTIFS DE L'ESSAI	<p><u>Objectif principal</u></p> <p>Evaluer la précision de mise en place d'implants dans le sens antéro-postérieur, lors de l'utilisation d'un système de guidage radiochirurgical, pour l'ensemble des patients traités (c'est-à-dire sur mandibule native irradiée et sur lambeau de fibula microanastomosé).</p> <p><u>Objectifs secondaires</u></p> <ul style="list-style-type: none">- Evaluer la précision de mise en place des implants dans le sens vertical et en angulation, sur mandibule native irradiée ou sur lambeau de fibula microanastomosé.- Evaluer la précision de mise en place des implants dans le sens antéro-postérieur, dans le sens vertical et en angulation, pour l'ensemble des patients traités (c'est-à-dire sur mandibule native irradiée d'une part et sur lambeau de fibula microanastomosé d'autre part).- Evaluer le délai de cicatrisation muqueuse.

	<ul style="list-style-type: none"> - Estimer la fonctionnalité prothétique. - Evaluer le taux d'ostéonécroses postradiques d'origine traumatique liées à l'implantation. - Evaluer le taux d'implantations réalisées par lambeaux minimalement invasifs. - Evaluer le taux d'implantations réalisées par voie transmuqueuse pure. - Evaluer le succès thérapeutique post-chirurgical à 1 an.
<p>CRITERES D'EVALUATION</p>	<p><u><i>Critère principal</i></u></p> <p>Variation de positionnement des implants, dans le sens antéro-postérieur, entre l'étude pré-implantaire et le scanner post-implantaire.</p> <p><u><i>Critères secondaires</i></u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Différences de positionnement dans le sens antéro-postérieur, dans le sens vertical et en angulation, mesurées par interpolation des scanners prévisionnel et post-implantaire, des implants sur mandibule native irradiée et/ou sur lambeau de fibula microanastomosé. - Délai en jours entre l'intervention chirurgicale et l'obtention de la cicatrisation muqueuse. - Fonctionnalité prothétique évaluée par : <ul style="list-style-type: none"> → la satisfaction des patients → l'occlusion → et l'absence de réaction tissulaire périphérique - Taux d'ostéonécroses postradiques. - Taux d'implantations réalisées par lambeaux minimalement invasifs. - Taux d'implantations réalisées par voie transmuqueuse pure. - Succès thérapeutique post-chirurgical à 1 an défini par l'ensemble des critères suivants : totalité des implants en place, asymptomatiques et immobiles cliniquement ; prothèse bien tolérée et portée régulièrement.
<p>DEROULEMENT DE L'ESSAI</p>	<p>L'étude comporte plusieurs étapes successives, de la prise en charge initiale du patient à l'évaluation de la fonctionnalité prothétique.</p> <p>Les étapes sont les suivantes:</p> <ol style="list-style-type: none"> ① Réalisation du guide radiochirurgical qui passe par la prise d'empreintes et l'étude de la relation intermaxillaire avant d'aboutir à la réalisation d'une gouttière radiochirurgicale et d'un système de fixation repositionnable. ② Etude préimplantaire déterminant nombre, position, diamètre et longueur des implants à partir d'un scanner (scanner prévisionnel). ③ Perçage du guide radiochirurgical. ④ Phase chirurgicale aboutissant à la mise en place des implants. ⑤ Phase de suivi chirurgical au cours de laquelle un second scanner (scanner post-implantaire) est réalisé. Les données des 2 scanners (prévisionnel et post-implantaire) seront alors superposées et permettront d'évaluer la précision de mise en place des implants. ⑥ Phase prothétique aboutissant à la mise en place de la prothèse. Cette phase débutera dans un délai moyen de 6 mois après la chirurgie. ⑦ Phase de suivi post prothétique aboutissant à l'évaluation de la fonctionnalité prothétique et du succès thérapeutique.

CRITERES DE SELECTION

Critères d'inclusion

- Patient âgé de 18 ans ou plus.
- Performans status supérieur à 70.
- Patient atteint d'un cancer des voies aérodigestives supérieures prouvé histologiquement.
- Patient traité par radiothérapie cervico-faciale ou curiethérapie et/ou par lambeau de fibula microanastomosé.
- Volume osseux compatible avec la mise en place d'implants.
- Affiliation obligatoire à un régime de sécurité sociale.
- Consentement éclairé signé par le patient.

Critères d'exclusion

- Patient atteint d'une néoplasie évolutive.
- Patient présentant une contre-indication à l'anesthésie générale.
- Patient présentant une pathologie concomitante contre-indiquant la mise en place d'implants (risque d'endocardite infectieuse, diabète non équilibré, VIH, néoplasie évolutive, etc.).
- Patient devant recevoir une chimiothérapie.
- Femme enceinte ou allaitante (un test de grossesse sérique ou urinaire doit être négatif au moment de l'inclusion dans l'étude pour les femmes en âge de procréer).
- Suivi du patient impossible.
- Patient privé de liberté.

METHODES STATISTIQUES

L'objectif principal est la mesure de l'écart entre la longueur planifiée en pré-opératoire et la longueur réellement observée en post opératoire. Pour obtenir un intervalle de confiance bilatéral à 99% avec une précision de 10%, 53 patients sont nécessaires sous l'hypothèse que la distribution des différences appariées (position planifiée - position observée) suit une loi normale centrée en 0 et d'écart-type 0,28.

Pour les critères d'évaluation de la précision de positionnement dans les différents axes, la distribution des différences (planifiée-observée) seront étudiées, et les intervalles de confiance à 99% seront présentés. On présentera également les graphes de régression valeur planifiée versus valeur observée avec test de l'intercept à 0 et test de la pente de la droite de régression à 1, ainsi que les graphes des valeurs des différences (planifiée-observée) en fonction des valeurs planifiées.

2- Application des techniques d'imagerie médicale à l'implantologie extra-orale

Population étudiée

L'implantologie extra-orale concerne les patients présentant une perte de substance faciale, congénitale ou acquise, secondaire à un traumatisme ou à l'exérèse d'une tumeur faciale.

En oncologie, les pertes de substance intéressent principalement les zones péricavitaires, à savoir le pavillon de l'oreille, la pyramide nasale, l'œil et la région périorbitaire. Le recours à l'implantologie dans la réhabilitation des pertes de substance faciales permet d'éviter des ancrages de l'épithèse sur lunettes ou à l'aide de colles, ce qui limite les irritations cutanées et permet un camouflage permanent de la perte de substance. L'émergence implantaire est primordiale pour la réussite esthétique de l'épithèse.

Le système de repositionnement d'un guide chirurgical s'adresse à tous les patients dont le traitement nécessite la mise en place d'implants pour une perte de substance faciale, afin de stabiliser leur épithèse.

Nous présentons ici, à partir d'un cas clinique d'épithèse oculaire, les axes de recherche en cours en matière d'implantologie extra orale.

Description du système de repositionnement d'un guide radiochirurgical.

Il s'agit d'une modification d'un système de planification implantaire décrit par Alfano (2005) pour une réhabilitation auriculaire.

Le guide chirurgical se compose de trois parties :

- une gouttière endobuccale, ancrée sur l'arcade maxillaire. Il s'agit d'une plaque en résine thermoformée englobant l'arcade dentaire.
- une maquette en silicone, préfigurant la future épithèse. Dans cette maquette, des marqueurs fiduciaires sont inclus. Il peut s'agir soit de gutta percha, comme dans le système d'Alfano (2005), soit d'un X-cube du système Easyguide®.

- un bras de liaison reliant la gouttière et la maquette, dont le dessin est étudié pour ne pas gêner le chirurgien et la sonde d'intubation lors de l'anesthésie. Il est réalisé en résine.

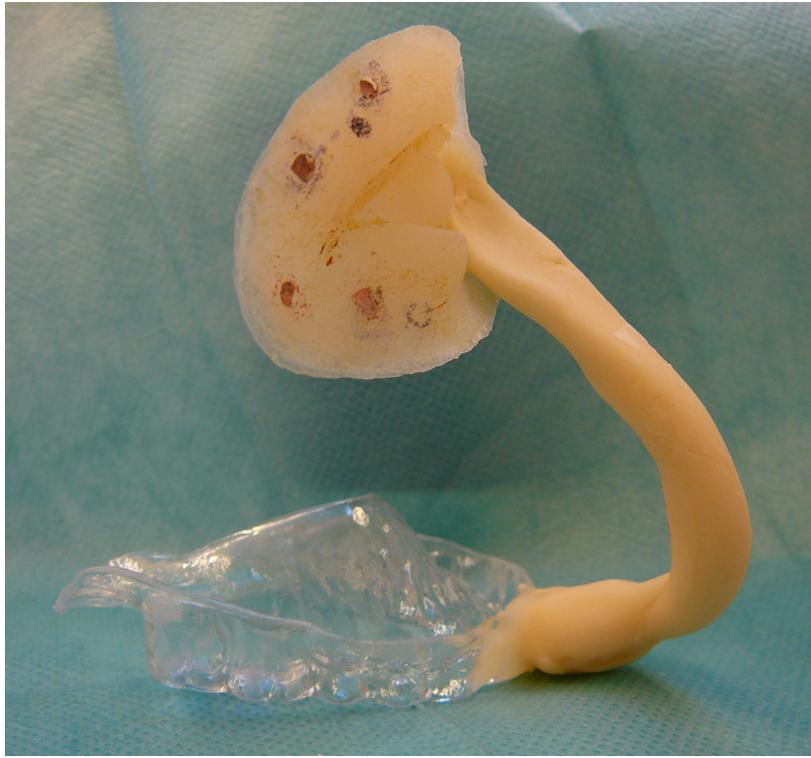


Figure 25 : Système de repositionnement : guide chirurgical, gouttière et bras de liaison

Deux techniques d'imagerie médicale sont à l'étude :

- le logiciel MVS, qui consiste à reconstruire en 3 dimensions, de façon surfacique, le site opératoire. Le calcul du point d'émergence des implants se fait grâce à la gutta et par le report des calculs millimétriques sur le logiciel.
- Le système Easyguide[®], où c'est le x-cube qui sert de repère ; la machine-outil peut ensuite percer la guide aux coordonnées choisies par la chirurgien. Une modification du logiciel est nécessaire afin d'obtenir une reconstruction satisfaisante. Il s'agit d'une reconstruction volumique. Ce système est décrit précédemment (§ matériel et méthodes)

Protocole

- examen clinique du patient,

- réalisation de la maquette de l'épithèse,
- réalisation de la gouttière intrabuccale,
- réalisation du bras de liaison en résine,
- scanner X avec le système de repositionnement en place,
- reconstruction tridimensionnelle et planification implantaire,
- repérage des coordonnées du futur implant par rapport au référentiel donné par les marqueurs fiduciaires,
- report sur la maquette prothétique,
- réalisation de la chirurgie implantaire.

Le logiciel MVS est basé sur une technique dite de croissance de régions. Il permet une segmentation élément par élément et définit les volumes des différents organes avec une grande précision. Ceci aboutit à la création d'une scène tridimensionnelle dans laquelle chaque acteur peut être dissocié et manipulé virtuellement indépendamment.

Cas clinique

Il s'agit d'un patient de 35 ans, traité à l'âge de 3 ans pour une tumeur de l'œil droit par exentération. Aucun traitement complémentaire n'a été effectué. Un conformateur a été mis en place et adapté tout au long de la croissance afin d'assurer la croissance de l'orbite. Le patient est venu nous consulter afin de réaliser une épithèse implanto-portée, son épithèse étant jusqu'à présent supportée par des lunettes. Une tentative récente, par un confrère, de mise en place de 3 implants extra-oraux avait échoué pour 2 d'entre eux : un au niveau des sinus frontaux avait entraîné une sinusite frontale nécessitant la pose d'un drain pendant 1 mois ; un au niveau du canthus externe a été perdu sans surinfection locale. Les téléradiographies de face et de profil semblaient montrer un contour osseux péri oculaire parfois irrégulier.

La maquette prothétique et le système de repositionnement ont été réalisés. Quatre pointes de gutta percha ont été insérées dans la maquette prothétique. Un scanner X a été effectué et une reconstruction tridimensionnelle par le logiciel MVS a été faite.



Figure 26 : Reconstruction 3D avec le logiciel MVS ; peau et maquette prothétique visibles ; en rouge, les points de gutta percha

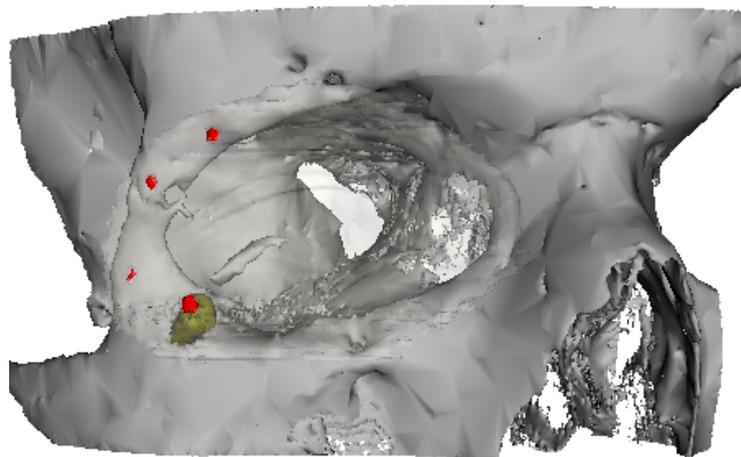


Figure 27 : Reconstruction 3D avec le logiciel MVS ; peau et maquette prothétique invisibles ; en rouge, les points de gutta percha. Noter le site de l'implant perdu, bien visible au niveau du cantus externe, ainsi que la présence de l'implant résiduel au niveau inférieur

L'examen de la reconstruction a permis de déterminer le site d'implantation possible chez ce patient, l'épaisseur étant insuffisante sur le reste du pourtour orbitaire. La qualité de l'os pourrait là aussi être évaluée en réfléchissant à la mise au point d'une gamme étalon.

Le logiciel MVS® permettant d'effectuer des mesures, l'émergence implantaire a été planifiée : 2 mm en distal du point de gutta le plus médial et à 1 mm sous la ligne reliant les 2 points les plus médiaux.

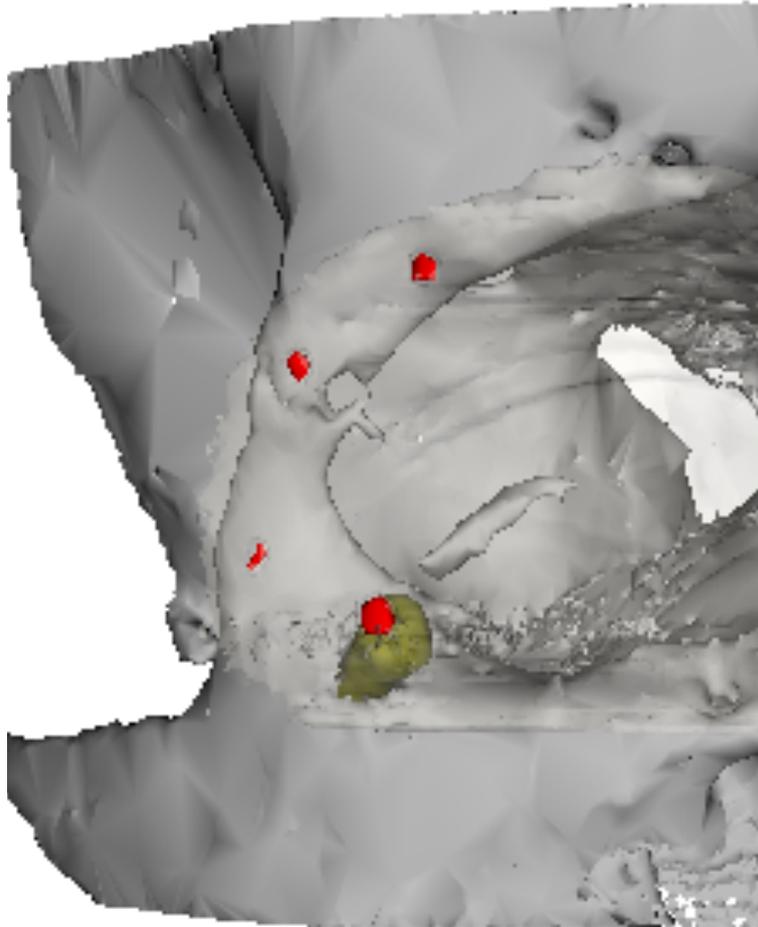


Figure 28 : Simulation de la situation de l'émergence implantaire (en bleu) : 2mm en distal du marqueur le plus médial et 1 mm sous la droite reliant les deux marqueurs les plus médiaux

Ces coordonnées ont été reportées sur le guide chirurgical et le site d'implantation a été marqué ; lors de la chirurgie, l'émergence implantaire a pu être marquée. L'implant extra-oral a ensuite été positionné selon la technique habituelle.



Figure 29 : Vue pré opératoire ; orbite droite

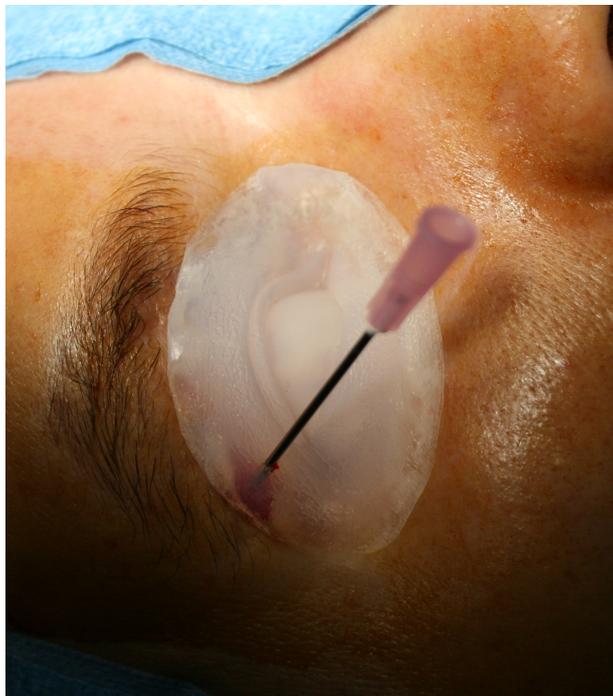


Figure 30 : Repérage de l'émergence implantaire idéale d'après les données de la reconstruction en 3 dimensions, après marquage de celle-ci sur le guide chirurgical

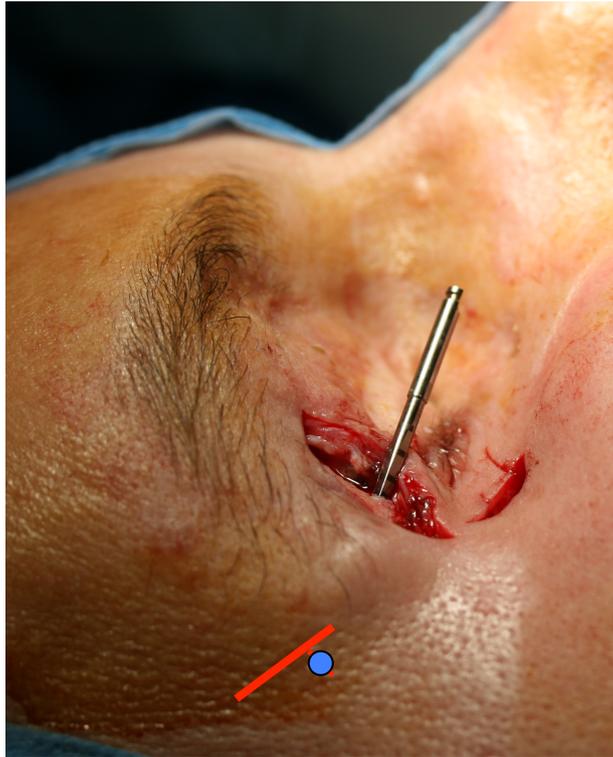


Figure 31 : Vérification de l'axe implantaire : vue latérale



Figure 32 : Vérification de l'axe implantaire : vue supérieure



Figure 33 : Vue du puits de forage implantaire



Figure 34 : Fin de l'intervention : mise en place des implants ; le second implant est découvert pour mettre en place le pilier transcutané

Analyse du cas et du système :

L'imagerie médicale est couramment utilisée en chirurgie extra-orale ; néanmoins le report du virtuel dans le réel reste là aussi l'étape limitante. Notre technique présente trop de risques d'erreurs et des piges 3D sont en cours de développement pour le logiciel MVS. Par contre, la précision des mesures est déjà satisfaisante, ainsi que le repositionnement du guide.

Verdonck (2003) a proposé une technique de mise en place d'implants assistée par ordinateur utilisant le système Materialise®. Il réalise une 3D surface puis un modèle stéréolithographique ; le positionnement des implants est repéré par des tubes métalliques. Il ne donne pas de précisions concernant le transfert des données dans le réel (via les tubes) et ne propose pas d'évaluation de la précision. Meltzer (2009) utilise le système Simplant® (Medtronic) mais en donne les limites : il n'y a pas de quantification possible de l'os, pas d'information sur la qualité osseuse, pas d'incorporation possible de variables peropératoires.

Le système de repositionnement retenu est inspiré de celui d'Alfano (2005).



Figure 35 : Système de repositionnement à 3 éléments : guide chirurgical désolidarisé, bras de liaison et plaque maxillaire thermoformée (noter le système de blocage entre le guide et le bras de liaison)

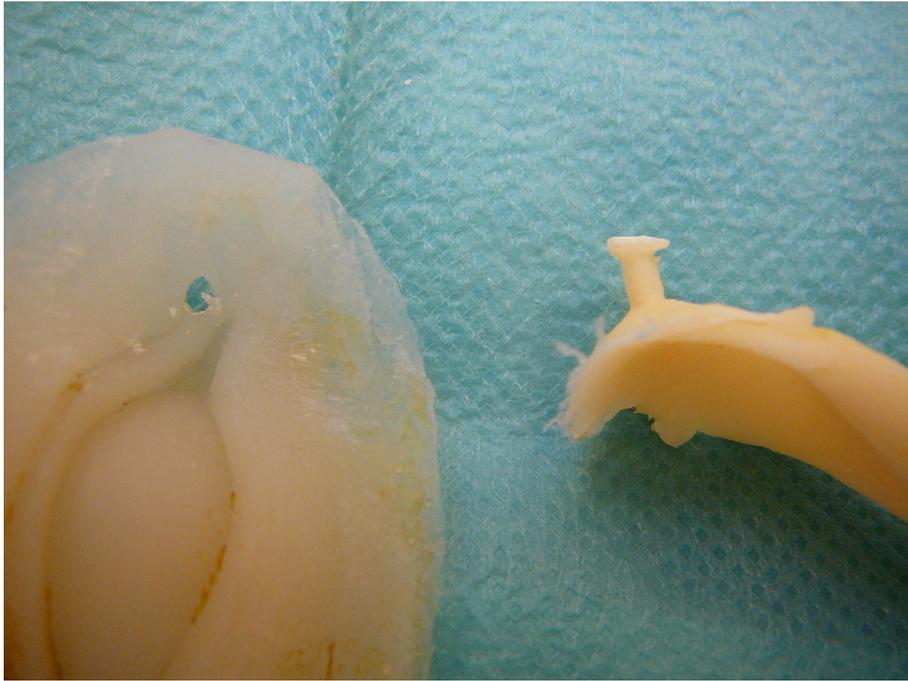


Figure 36: Liaison réversible entre le guide et le bras de liaison rigide afin de faciliter la mise en place et la dépose du système

Nous avons réfléchi à une modification du système extra-oral basé sur le masque.

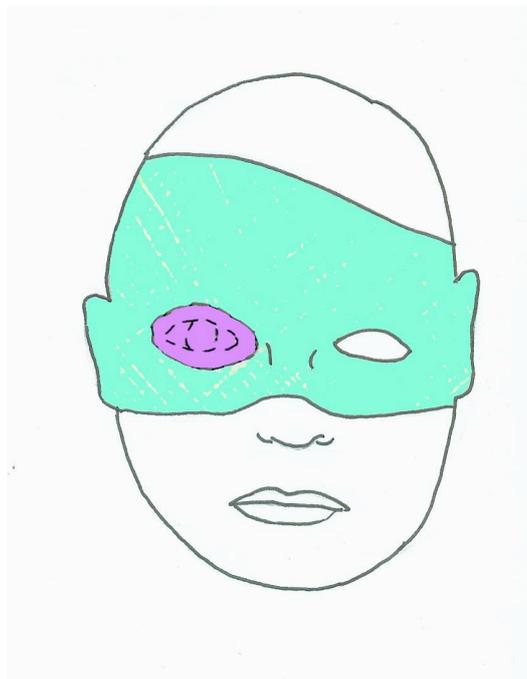


Figure 37 : Dessin du masque modifié pour la mise en place d'implants extra-oraux ; le système n'a pas été retenu en raison notamment d'une trop grande résilience due à l'appui cutané

Néanmoins, il nous est apparu qu'un ancrage dentaire et maxillaire du système de repositionnement était préférable à un ancrage cutané, du fait de la moindre mobilité. Par ailleurs, le système retenu est facilement réalisable pour tous les types de pertes de substance faciales, qu'elles soient nasales, oculaires ou auriculaires, ce qui n'est pas le cas pour le masque (pas de stabilité pour les guides auriculaires).

L'utilisation du logiciel MVS[®] par rapport à un autre système de reconstruction pose la question de la reconstruction surfacique versus la reconstruction volumique. Les auteurs ne s'accordent pas sur le sujet. Il est important de noter qu'aucune mesure millimétrique comparant la précision des deux types de reconstruction tridimensionnelle n'est disponible dans les publications. Pour Rusinek (1990), la reconstruction volumique permet de mieux observer les détails anatomiques mais n'autorise pas un bon discernement des artéfacts. Pour Udupa (1991), la reconstruction surfacique donne de meilleurs résultats en regard du temps et des conditions requises, à environnement comparable. Schumann (1998) réserve la reconstruction surfacique à la visualisation de petits éléments anatomiques complexes, et Rieker (1998) lui reconnaît une meilleure définition pour les petits fragments.

Il semblerait toutefois que la reconstruction volumique ait progressé rapidement, puisque des études plus récentes en pathologie digestive basse montrent qu'elle présente une meilleure qualité technique et diagnostique (Heuschmid, 2003).

Des études en cours sur le système MVS[®] semblent montrer une précision des mesures très satisfaisantes.

L'originalité de notre système est :

- Qu'il propose un bras de liaison plus fin que celui d'Alfano. Par ailleurs, chez l'édenté total, nous pouvons reprendre les cales occlusales de notre système intra oral (§ matériel et méthodes) afin de stabiliser la plaque intra orale.
- Que des mesures sont possibles afin d'obtenir les coordonnées de l'émergence implantaire.
- Qu'il nous permet d'évaluer avec précision les contours osseux, déterminant les sites d'implantation précisément (ce qui est particulièrement intéressant chez ce patient)

- Qu'il nous permet d'isoler les éléments anatomiques ou des dispositifs médicaux et de les visualiser dans tous les sens en 3 dimensions.
- Que nous pourrions le faire évoluer avec les puges 3D vers un report précis des coordonnées dans le réel.

Par contre, ce système ne permet pas :

- De déterminer l'axe implantaire,
- De reporter précisément les coordonnées dans le réel.

Des modifications du logiciel Easyguide® permettraient d'obtenir la reconstruction 3D de différentes parties du squelette cranio-facial, puis le perçage du guide chirurgical, déterminant ainsi non seulement l'émergence mais aussi l'angulation des implants extra oraux.

Nous souhaitons développer les systèmes pour les implants extra-oraux, l'axe des implants conditionnant encore plus qu'en implantologie orale le succès esthétique de l'épithèse.

Des modifications du logiciel couplé au système Easyguide® vont être effectuées afin de pouvoir tester celui-ci. Il permettrait d'obtenir l'information, non seulement sur l'émergence implantaire mais aussi sur l'axe de l'implant.

Nous poursuivons donc les travaux de mise au point de guides radiochirurgicaux non invasifs en implantologie extra oral et nous travaillerons selon 2 axes :

- avec le logiciel MVS®, développer un système de report du virtuel dans le réel fiable et reproductible,
- avec le système Easyguide®, étendre les applications aux chirurgies cranio-maxillo-faciales.

Ultérieurement, une base de données de référence pourrait être créée, proposant un pré positionnement des implants extra oraux selon le type de perte de substance. Le planning pré chirurgical serait ainsi grandement simplifié.

CONCLUSION

Nous avons mis au point et testé cliniquement deux systèmes de repositionnement de guides radiochirurgicaux d'aide à la chirurgie implantaire. Le critère principal dans leur conception était la non invasivité, ce qui constitue une originalité par rapport aux autres systèmes existants sur le marché. Nous avons choisi de travailler avec un système semi-actif, malgré l'impossibilité d'intégrer des variables peropératoires, ce qui peut constituer un facteur limitant dans la population étudiée.

Les points à améliorer restent l'encombrement et la précision.

Pour l'encombrement, le système intra-oral donne de meilleurs résultats ; cependant il s'agit d'un compromis entre rigidité de l'ensemble et accès au site opératoire. Les systèmes optiques sont également contraignants pour le geste opératoire, dans la mesure où il ne faut pas couper les faisceaux des caméras sous peine de perdre l'enregistrement des données. Quant à la précision, si elle est inférieure à d'autres données de la littérature, nous pouvons l'expliquer à la fois par :

- la population sur laquelle nous testons nos systèmes : patients multiopérés, avec une anatomie buccale remaniée et perturbée, une ouverture buccale limitée...
- le faible nombre de patients encore inclus dans l'étude, ce qui implique un manque d'habitude des systèmes,
- la résilience intrinsèque des systèmes, volontairement non invasifs.

L'un des intérêts de nos systèmes de repositionnement est qu'ils sont adaptables à d'autres guides radio chirurgicaux que le système Easyguide®, comme le Nobelguide® par exemple.

L'intérêt de l'utilisation des guides radiochirurgicaux nous est apparu très vite au travers des premiers cas cliniques menés, puisque nous avons pu planifier la prothèse future et choisir nos axes implantaires non seulement en fonction du volume osseux disponible, mais aussi de la future prothèse, dont le contour a été prévu en fonction de l'anatomie post chirurgicale. L'implantologie en cancérologie est à un tournant : si l'ostéointégration en territoire irradié ou sur lambeaux osseux a longtemps été le challenge principal, c'est maintenant la fonctionnalité implanto-prothétique qui domine, au vu de la littérature actuelle. Les guides basés sur l'imagerie médicale trouvent toute leur place en supprimant les implants non mis en charge (« dormants ») et en donnant des résultats cliniquement satisfaisants, même si la précision objective doit encore être améliorée.

Ce travail nous a permis de conduire de bout en bout la mise en place d'une étude clinique, depuis la rédaction du protocole en passant par les instances légales telles l'AFSSAPS, les CPP... Il nous a appris les difficultés de la recherche, notamment en cancérologie, où la morbidité et la mortalité sont des éléments majeurs à prendre en compte au quotidien et dans les études menées.

Nous souhaitons poursuivre la recherche, particulièrement en implantologie en cancérologie, afin de participer à l'amélioration de la qualité de vie de nos patients. La mise en place de cette étude clinique a déjà fait évoluer notre pratique de l'implantologie, dans la conception du plan de traitement implanto-prothétique de nos patients et dans les phases chirurgicales.

Le travail se poursuit selon deux principaux axes : l'étude clinique dans le protocole ATIM (PHRC 2006) et l'innovation dans le domaine de l'implantologie extra orale. Le fil conducteur de ces travaux et le but final sont de permettre une implantation plus fiable et plus sûre, diminuant ainsi les aléas thérapeutiques chez des patients au terrain fragilisé, tant du point de vue psychologique que physique. La diminution du traumatisme opératoire par des techniques minimalement invasives permettra de proposer des solutions implantaires à un plus grand nombre de patients. Parallèlement, des travaux menés sur la cicatrisation osseuse en terrain irradié nous permettront de mieux prévenir les complications osseuses chez les patients traités pour un cancer des voies aéro-digestives supérieures.

REFERENCES

Al-Harbi SA, Verrett RG. Fabrication of a stable surgical template using staged tooth extraction for immediate implant placement. *J Prosthet Dent*. 2005;94(4):394-7.

Aisikainen P, Klemetti E, Kotilainen R, Vuillemin T. et coll. Osseointegration of dental implants in bone irradiated with 40, 50 or 60 Gy doses. An experimental study with beagle dogs. *Clin Oral Implant Res* 1998;9:20-25

Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1988;60:75-84.

Alfano SG, Robinson RF, Webber CM, Erickson KK. Fabrication of a craniofacial implant surgical and treatment planning guide. *J Prosthet Dent* 2005;93(1):91-4.

Al Nawas B., Duschner H, Grötz KA. Early cellular alterations in bone after radiation therapy and its relation to osteoradionecrosis. *J Oral Maxillofac Surg* 2004;62:1045.

Andersson G, Andreasson L, Bjelkengren G. Oral implant rehabilitation in irradiated patients without adjunctive hyperbaric oxygen. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:647-654.

Arcuri MR, Fridrich KL, Funk GF, Tabor MW, La Velle WE. Titanium osseointegrated implants combined with hyperbaric oxygen therapy in previously irradiated mandibles. *J Prosthet Dent* 1997;77(2):177-183.

Ayad T, Kolb F, De Monès E, Mamelle G, Tan HK, Temam S. S. Le lambeau musculomuqueux de buccinateur pédiculé sur l'artère faciale : technique de prélèvement. *Ann Chir Plast Esth* 2008;53(6):487-494.

Ayoub AF, Xiao Y, Khambay B, Siebert JP, Hadley D. Towards building a photo-realistic virtual human face for craniofacial diagnosis and treatment planning. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2007;36:423-428.

Bardyn T. Primary stability in implant dentistry : evaluation of existing post implantation measurements and development of a patient-specific pre-implantation assessment method. Thèse de sciences. Institut für chirurgische Technologie und Biomechanik, Medizinischen Fakultät der Universität Bern, 2008.

Becker W, Goldstein M, Becker BE, Sennerby L. Minimally invasive flapless implant surgery: a prospective multicenter study. *Clin Implant Dent Related Res* 2005;7 suppl 1:S21-7.

Becker W, Wikesjö UM, Sennerby L, Qahash M, Hujoel P, Goldstein M, Turkyilmaz I. Histologic evaluation of implants following flapless and flapped surgery : a study in canines. *J Periodontol* 2006;77(10):1717-22.

Benoist M. Rôle des implants en prothèse maxillo-faciale. *Actualités Odonto-stomat* 1987;160:709-719.

Berdougo M, Fortin T, Blanchet E, Isidori M, Bosson JL. Flapless Implant Surgery Using an Image-Guided System. A 1- to 4-Year Retrospective Multicenter Comparative Clinical Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009 Feb 13. [Epub ahead of print]

Bertoin P, Baudet-Pommel M, Zattara H, Gourmet R. Les lésions précancéreuses et cancéreuses de la muqueuse buccale. Paris, Masson, 1995.

Beumer J 3rd, Roumanas E, Nishimura R. Advances in osseointegrated implants for dental and facial rehabilitation following major head and neck surgery. *Sem Surg Oncol* 1995;11(3): 200-207.

Bodard AG, Bémer J, Gourmet R, Lucas R, Coroller J, Salino S, Breton P. Implants dentaires et lambeau de fibula microanastomosé : 23 patients. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*. 2008;109 (6):363-6.

Bodard AG, Gourmet R, Lucas R, Bonnet E, Breton P. Implants dentaires en terrain irradié : série de 33 patients. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*. 2006;107(3):137-42; discussion 143-4.

Bodard AG, Racadot S, Salino S, Pommier P, Zrounba P, Montbarbon X. A new, simple maxillary-sparing tongue depressor for external mandibular radiotherapy : A case report. *Head Neck*. 2009 Mar 12. [Epub ahead of print]

Bousquet F, Joyard M. Surgical navigation for implant placement using transtomography. *Clin Oral Impl Res* 2008;19(7):724-30.

Breton P, Seguin P. Ostéoradionécroses. *Encycl Med Chir Stomatologie*, Paris 1996, 22-062-D-20, 9p.

Brogniez V, D'Hoore W, Grégoire V, Munting E, Reychler H. Implants placed in irradiated dog mandible : a morphometric analysis. *Int J Oral maxillofac Implants* 2000;15(4):511-8.

Brogniez V, Nyssen-Behets C, Gregoire V, Reychler H, Lengele B. Implant osseointegration in the irradiated mandible. A comparative study in dogs with microradiographic and histologic assessment. *Clin Oral Implant Res* 2002;13(3):234-42.

Boskovic MM, Castelnovo J, Brudvik JS. Surgical template for completely edentulous patients. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2000;20(2):181-9.

Brief J, Hassfeld S, Redlich T, Ziegler C, Münchenberg J, Däuber S, Pernozzoli A, Krempien R, Slacik P, Opalek M, Boesecke R, Mühling J. Robot assisted insertion of dental implants –a clinical evaluation. In: Lemke HU, Vannier MW, Inamura K, Farman AG, Doi K, eds. *Computer Assisted Radiology and Surgery. Proceedings of the 14 th International Congress and Exhibition on Computer Assisted Radiology and Surgery*. 2002;932-7. San Francisco: Elsevier Press.

Brief J, Edinger D, Hassfeld S, Eggers G. Accuracy of image-guided implantology. *Clin Oral Impl Res* 2005;16:495-501.

Casap N, Tarazi E, Wexler A, Sonnenfeld U, Lustmann J. Intraoperative computerized navigation for flapless implant surgery and immediate loading in the edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(1):92-8.

Casap N, Wexler A, Tarazi E. Application of a surgical navigation system for implant surgery in a deficient alveolar ridge postexcision of an odontogenic myxoma. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63:982-988.

Chan MF, Hayter JP, Cawood JI, Howell RA. Oral rehabilitation with implant-retained prostheses following ablative surgery and reconstruction with free flaps. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(6):820-7.

Chana JS, Chang YM, Wei FC et al. Segmental mandibulectomy and immediate free fibula osteoseptocutaneous flap reconstruction with endosteal implants : an ideal treatment method for mandibular ameloblastoma. *Plast Reconstr Surg* 2004;113(1):80-7.

Cheng AC, Morrison D, Cho RS, Archibald D. Vacuum-formed matrix as a guide for the fabrication of craniofacial implant tissue bar-retained auricular prostheses. *J Prosthet Dent* 1998;79(6):711-14.

Cheyne F, Blanc JL, Chossegras C, Pauzie F. Aspects biomécaniques de la reconstruction mandibulaire en cancérologie. In : Brugère J. *La mandibule en cancérologie*. Paris, Masson 1995:191-201.

Choi JY, Choi JH, Kim NK, Kim Y, Lee JK, Kim MK, Lee JH, Kim MJ. Analysis of errors in medical rapid prototyping models. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2002;31(1):23-32.

Choi M, Romberg E, Driscoll CF. Effects of varied dimensions of surgical guides on implant angulations. *J Prosthet Dent* 2004;92:463-9.

Choi BH, Li J, Kim JI, Ko CY, Jeong SM, Xuan F. Comparison of submerged and non submerged implants placed without flap reflection in the canine mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105(5):561-5.

Colella G, Cannavale R, petenero M, Gandolfo S. Oral implants in radiated patients : a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2007;22(4):616-22.

Covani U, Barone A, Cornelini R, Crespi R. Soft tissue healing around implants placed immediately after tooth extraction without incision: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Jul-Aug;19(4):549-53.

Dambrain R, Barellier P, Billet J, Lacacheux B. Aspect microradiographique de l'ostéoradionécrose mandibulaire. *Rev Stom Chir Maxillofac* 1979;80(3):140-5.

Dambrain R. La pathogénie de l'ostéoradionécrose. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1993;94(3):140-147.

Delanian S, Lefaix JL. The radiation-induced fibroatrophic process: therapeutic perspective via the antioxidant pathway. *Radiother Oncol* 2004;73(2):119-131.

Delannes M, Daly NJ, Bonnet J, Sabatier J, Tremoulet M. Fractionated radiotherapy of small inoperable lesions of the brain using a non-invasive stereotactic frame. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1991;21(3):749-55.

Di Giacomo GA, Cury PR, De Araujo NS, Sendyk WR, Sendyk CL. Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement : preliminary results. *J Periodontol* 2005;76(4):503-7.

Eckert SE, Desjardins RP, Keller EE, Tolman DE. Endosseous implants in an irradiated tissue bed. *J Prosthet Dent*. 1996;76(1):45-9.

Elia 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* 2008;23(6):1123-7.

Ennuyer A, Bertoin P, Billet J, Rouchon C. Les complications maxillofaciales des traitements par les radiations ionisantes. Paris, Masson, 1970.

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* 2008;79(8):1339-45.

Esser E, Wagner W. Dental implants following radical oral cancer surgery and adjuvant radiotherapy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(4):552-7.

Esser E, Wagner W, Neukirchen S. Comparative study of Branemark implants in the irradiated and non irradiated mandible. *Mund Kiefer Gesichtschir* 1999;3 Suppl 1:S125-9.

Fortin T, Coudert JL, Champleboux G, Sautot P, Lavalée S. Computer-assisted dental implant surgery using computer tomography. *J Image Guided Surg* 1995;1:53-8.

Fortin T, Champleboux G, Bianchi S, Buatois H, Coudert JL. Precision of transfer of preoperative planning for oral implants based on cone-beam CT-scan images through a robotic drilling machine. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13(6):651-6.

Fortin T, Bosson JL, Coudert JL, Isidori M. Reliability of preoperative planning of an image-guided system for oral implant placement based on 3-dimensional images: an in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(6):886-93.

Fortin T, Isidori M, Blanchet E, Perriat M, Bouchet H, Coudert JL. An image-guided system-drilled surgical template and trephine guide pin to make treatment of completely edentulous patients easier: a clinical report on immediate loading. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004; 6 (2):111-9.

Fortin T, Bosson JL, Isidori M, Blanchet E. Effect of flapless surgery on pain experienced in implant placement using an image-guided system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2): 298-304.

Fuerst G, Gruber R, Tangl S, Sanroman F, Watzek G. Enhanced bone-to-implant contact by platelet-released growth factors in mandibular cortical bone: a histomorphometric study in minipigs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(5):685-90.

Gal TJ, Munoz-Antonia T, Muro-Cacho A, Klotch DW. Radiation effects on osseoblasts in vitro. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2000;126:1124-1128.

Ganslandt O, Mueller R, Mueller W, Borchert H, Grabenbauer GG. Simple invasive fixation device for fractionated stereotactic LINAC based radiotherapy. *Acta Neurochir* 2003;145(4): 289-94.

Gill SS, Thomas DG, Warrington AP, Brada M. Relocatable frame for stereotactic external beam radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1991;20(3):599-603.

Grellet M, Soussaline M. *Traité de technique chirurgicale stomatologique et maxillo-faciale. Tome II. Chirurgie des glandes maxillaires et des cancers buccaux.* Paris, Masson 1990.

Gonzalez-Garcia R, Naval-Gais L, Rodriguez-Campo FJ, Munoz-Guerra MF, Sastre-Perez J. Vascularized fibula flap for the reconstruction of mandibular defects : clinical experience in 42 cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;106(2):191-202.

Gourmet R, Zrounba P, Montbarbon X, Lucas R, Breton P. Prise en charge odontologique et prothétique des patients irradiés au niveau de la sphère orofaciale. *Encycl Med Chir Odontostomatol* 2001, Elsevier, Paris, 22-064-A-12, 11 p.

Granström G, Tjellström A, Bränemark PI, Fornander J. Bone-anchored reconstruction of the irradiated head and neck cancer patient. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1993a;108:334-343.

Guerrier Y. Chirurgies des cancers de la cavité buccale. In : traité de technique chirurgicale ORL et cervico-faciale. Tome 4. Cou et cavité buccale. Paris, Masson, 1980, p 443-508.

Gunkel AR, Freysinger W, Thumfart WF. Experience in various 3-dimensional navigation systems in head and neck surgery. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 2000;126(3):390-5.

Hamada Y, Kondoh T, Kamei K, Set K. Disc mobility and arthroscopic condition of the temporomandibular joint associated with long term mandibular discontinuity. J Oral Maxillofac Surg 2001;59(9):1002-5.

Hamming NM, Daly MJ, Irish JC, Siewerdsen JH. Effect of fiducial configuration on target registration error in intraoperative cone-beam CT guidance of head and neck surgery. Conf Proceed IEEE Eng Med Biol Soc 2008;1:3643-8.

Hatoko M, Kuwahara M, Tanaka A, Yurugi S. Use of the facial artery musculomucosal flap for closure of soft tissues defects of the mandibular vestibule. Int J Oral Maxillofac Surg 2002 ;31(2):210-211.

Hassfeld S, Muhling J. Comparative examination of the accuracy of a mechanical and an optical system in CT and MRT based instrument navigation. Int J Oral Maxillofac Surg. 2000 Dec;29(6):400-7.

Heuschmid M, Luz O, Schaefer JF, Stuecker D, Vonthein R, Luboldt W, Claussen CD, Seemann MD. Comparison of volume-rendered and surface-rendered MR colonography. Technol Cancer Res Treat 2003;2(1):13-8.

Hohlweg-Majert B, Schön R, Schmelzeisen R, Gellrich NC, Schramm A. navigational maxillofacial surgery using virtual models. World J Surg 2005;29:1530-1538.

Homma A, Saheki M, Suzuki F, Fukuda S. Computer image-guided surgery for total maxillectomy. Eur Arch Otorhinolaryngol 2008;265(12):1521-6.

Hutton JE, Heath MR, Chai JY et al. Factors related to success and failure rates at 3 years follow up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:33-42.

Idhe S, Kopp S, Gundlach K, Konstantinovic VS. Effects of radiation therapy on craniofacial and dental implants : a review of the literature. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;107(1):56-65.

Iizuka T, Häfliger J, Seto I, Rahal A, Mericske-Stern R, Smolka K. Oral rehabilitation after mandibular reconstruction using an osteocutaneous fibula free flap with endosseous implants. Factors affecting the functional outcome in patients with oral cancer. *Clin Oral Impl Res* 2005;16(1):69-79.

Iizuka T, Hallermann W, Seto I, Smolka W, Smolka K, Bosshardt DD. Bi-directional distraction osteogenesis of the alveolar bone using an extraosseous device. *Clin Oral Impl Res* 2005;16(6):700-7.

Jacobsson M. On bone behavior after irradiation. Thesis. University of Göteborg, 1985b.

Jacobsson M, Kålebo P, Albreksson T, Turesson I. Provoked repetitive healing of mature bone tissue following irradiation : a quantitative study. *Acta Radiol Oncol* 1986;25:57-62.

Jégoux F, Goyenvalle E, Cognet R, Malard O, Moreau F, Daculsi G, Aguado E. Reconstruction of irradiated bone segmental defects with a biomaterial associating MBCP+ (R), microstructured collagen membrane and total bone marrow grafting : an experimental study in rabbits. *J Biomed Mater Res A* 2009;Jan 15. [epub ahead of print]

Jeong SM, Choi BH, Li J, Kim JI, Ko CY, Jung JH, Lee HJ, Lee SH, Engelke W. Flapless implant surgery : an experimental study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;104(1):24-8.

Jeong SM, Choi BH, Li J, Xuan F. Simultaneous flapless implant placement and peri-implant defect correction: an experimental pilot study in dogs. *J Periodontol*. 2008 May;79(5):876-80.

Job S, Bhat V, Naidu EM. In vivo evaluation of crestal bone heights following implant placement with “flapless” and “with-flap” techniques in sites of immediately loaded implants. *Indian J Dent Res* 2008;19(4):320-5.

Johnsson AA. On implant integration in irradiated bone. An experimental study of the effects of hyperbaric oxygenation and delayed implant placement. Thesis University of Göteborg, 1999a.

Johnsson AA, Sawai T, Jacobsson M, Granstrom G. A histomorphometric study of bone reactions to titanium implants in irradiated bone and the effects of hyperbaric oxygen treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:699-706.

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.

Kassae A, Das IJ, Tochner Z, Rosenthal DI. Modification of Gill-Thomas-Cosman frame for extracranial head-and-neck stereotactic radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2003 ; 57 (4):1192-5.

Katsoulis J, Pazera P, Mericske-Stern R. Prosthetically Driven, Computer-Guided Implant Planning for the Edentulous Maxilla: A Model Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2008 Sep 9. [Epub ahead of print]

Keller EE. Placement of dental implants in the irradiated mandible : a protocol without hyperbaric oxygen. *J Oral Maxillofac Surg* 1997b;55:972-980.

Kim JI, Choi BH, Li J, Xuan F, Jeong SM. Blood vessels of the peri-implant mucosa : a comparison between flap and flapless procedures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;14 [epub ahead of print]

Kokemueller H, Tavassol F, Rueker M, Gellrich NC. Complex midfacial reconstruction : a combined technique of computer-assisted surgery and microvascular tissue transfer. *J Oral Maxillofac Surg* 2008;66(11):2398-406.

Komiyama A, Klinge B, Hultin M. Treatment outcome of immediately loaded implants installed in edentulous jaws following computer-assisted virtual treatment planning and flapless surgery. *Clin Oral Impl Res* 2008;19(7):677-85.

Kooy HM, Dunbar SF, Tarbell NJ, Mannarino E, Ferarro N, Shusterman S, Bellerive M, Finn L, McDonough CV, Loeffler JS. Adaptation and verification of the relocatable Gill-Thomas-Cosman frame in stereotactic radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1994;30(3):685-91.

Laitinen LV, Liliequist B, Fagerland M, Erikson AT. An adapter for computer tomography-guided stereotaxis; *Surg Neurol* 1985;23:559-66.

Lapeyre M, Charra-Brunaud C, Kaminsky MC et coll. Prise en charge des mucites après radiothérapie des cancers des voies aéro-digestives supérieures . *Cancer/Radiother* 2001;5(1): 121-130.

Lyons A, Ghazali N. Osteoradionecrosis of the jaws : current understanding of its pathophysiology and treatment. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2008;46:653-660.

Matsui Y, Ohno K, Michi K, Tachikawa T. Histomorphometric examination of healing around hydroxyapatite implants in Co60-irradiated bone. *J Oral maxillofac Surg* 1994;52(2):167-172.

MacDermott MW, Gutin PH. Image-guided surgery for skull base neoplasms using the ISG viewing wand. Anatomic and technical considerations. *Neurosurg Clin N Am.* 1996; 7(2): 285-95.

Marukawa E, Asahina I, Oda M, Seto I, Alam M, Enomoto S. Functional reconstruction of the non-human primate mandible using recombinant human bone morphogenetic protein-2. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2002 Jun;31(3):287-95.

Marunick MT, Leveque F. Osteoradionecrosis related to mastication and parafunction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1989;68(5):582-5.

Marx RE. Osteoradionecrosis : a new concept of its pathophysiology. *J Oral Maxillofac Surg* 1983;41:283-8.

Marx RE, Johnson RP. Studies in the radiobiology of osteoradionecrosis and their clinical significance. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1987;64:379-390.

Matsumoto N, Hong J, Hashizume M, Komune S. A minimally invasive registration method using surface template-assisted marker positioning (STAMP) for image-guided otologic surgery. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2009;140(1):96-102.

Maurer CR Jr, Fitzpatrick JM, Wang MY, Galloway RL Jr, Maciunas RJ, Allen GS. Registration of head volume images using implantable fiducial markers. *IEEE Trans Med Imaging*. 1997;16(4):447-62.

Mazeron JJ, Grimard L. Effets tardifs des radiations ionisantes sur les tissus de la sphère otorhinolaryngologique. *Cancer/Radiother* 1997;1:672-705.

Medin PM, Solberg TD, De Salles AA, Cagnon CH, Selch MT, Johnson JP, Smathers JB, Cosman ER. Investigations of a minimally invasive method for treatment of spinal malignancies with LINAC stereotactic radiation therapy: accuracy and animal studies. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;52(4):1111-22.

Meitner SW, Tallents RH. Surgical templates for prosthetically guided implant placement. *J Prosthet Dent*. 2004;92(6):569-74.

Meltzer NE, Garcia RG, Byrne PJ, Boahene DK. Image-guided titanium implantation for craniofacial prosthetics. *Arch Facial Plast Surg* 2009;11(1):58-61.

Metson R, Cozenza M, Gliklich RE, Montgomery WW. The role of image-guidance systems for head and neck surgery. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1999;125(10):1100-4.

Metson R. Intra operative image-guidance technology. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1999;125:1278-1279.

Metzger MC, Hohlweg-Majert B, Schön R, Teschner M, Gellrich NC, Schmelzeisen R, Gutwald R. Verification of clinical precision after computer-aided reconstruction in craniomaxillofacial surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;104:e1-e10.

Meyer U, Wiesmann HP, Runte C, Fillies T, Meier N, Lueth T, Joos U. Evaluation of accuracy of insertion of dental implants and prosthetic treatment by computer-aided navigation in minipigs. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2003;41(2):102-8.

Mizuno A, Shimizu M, Ueno T. Histopathologic and roentgenologic studies on the effects of irradiation on the human mandibles. *Bull Tokyo Med Dent Univ* 1976;23(3):179-201.

Moghadam HG, Urist MR, Sandor GK, Clokie CM. Successful mandibular reconstruction using a BMP bioimplant. *J Craniofac Surg*. 2001;12(2):119-27.

Montrose J. Fabrication of a surgical implant template with guide tubes. *Dent Today*. 2004; 23(1):104-8,110-1.

Naitoh M, Ariji E, Okumura S, Ohsaki C, Kurita K, Ishigami T. Can implants be correctly angulated based on surgical templates used for osseointegrated dental implants? *Clin Oral Implants Res* 2000;11(5):409-14.

Namaki S, Matsumoto M, Ohba H, Tanaka H, Koshikawa N, Shinohara M. Masticatory efficiency before and after surgery in oral cancer patients : comparative study of glossectomy, marginal mandibulectomy and segmental mandibulectomy. *J Oral Sci* 2004;46(2):113-7.

Neidlinger J, Lilien BA, Kalant DC Sr. Surgical implant stent: a design modification and simplified fabrication technique. *J Prosthet Dent*. 1993;69(1):70-2.

Ng FC, Ho KH, Wexler A. Computer-assisted navigational surgery enhances safety in dental implantology. *Ann Acad Med Singapore*. 2005;34(5):383-8.

Nkenke E, Eitner S, Radespiel-Tröger M, Vairaktaris E, Neukam FW, Fenner M. Patient-centred outcomes comparing transmucosal implant placement with an open approach in the maxilla : a prospective, non-randomized pilot study. *Clin Oral Implant Res* 2007;18(2):197-203.

Niimi A, Fujimoto T, Nosaka Y, Ueda M. A Japanese multicenter study of osseointegrated implants placed in irradiated tissues : a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(2):259-64.

Niimi A, Ueda M, Keller EE, Worthington P. Experience with osseointegrated implants placed in irradiated tissues in Japan and the United States. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(3):407-11.

Oechslin CK, Zimmermann AP, Gratz KW, Sailer HF. Histologic evidence of osseointegration in the irradiated and reconstructed mandible : a case report. *Int J Maxillofac Implants* 1999;14(1):113-117.

Oh TJ, Shotwell JL, Billy EJ, Wang HL. Effect of flapless implant surgery on soft tissue profile : a randomized controlled clinical trial. *J Periodontol* 2006;77(5):874-82.

Oh TJ, Shotwell JL, Billy E, Byun HY, Wang HL. Flapless implant surgery in the aesthetic region : advantages and precautions. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007;27(1):27-33.

Ohrnell LO, Branemark KR, Nyman J, Nilsson P, Thomsen P. Effects of irradiation on the biomechanics of osseointegration. An experimental in vivo study in rats. *Scan J Plast Reconstr Hand Surg* 1997;31:281-293.

Ozan O, Turkyilmaz I, Ersoy AE, Mc Glumphy EA, Rosenstiel SF. Clinical accuracy of 3 different types of computed tomography-derived stereolithographic surgical guides in implant placement. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67(2):394-401.

Paris M. Etude de la precision d'un système de repositionnement non invasif d'un guide chirurgical pour la pose d'implants oraux en cancérologie des voies aéro-digestives supérieures. Etude in vitro sur pièces anatomiques. Mémoire pour le Master ingénierie pour la santé et le médicament, Université Joseph Fourier, Grenoble, 2006.

Parel SM, Tjellström A. The United States and Swedish experience with osseointegration and facial prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:75-79.

Parel SM, Triplett RG. Interactive imaging for implant planning placement and prosthesis construction. *J Oral Maxillofacial Surg* 2004;62 Suppl 2:41-7.

Payement G, Cariou JL, Cantaloube D, Bellavoit A. Pertes de substance des maxillaires. *Encycl Med Chir Stomatologie Paris*, 1995,22-087-E-10, 20p.

Pitak-Arnop P, Sader R, Dhanutai K, Masaratana P, Bertolus C, Chainé A, Bertrand J-C, Hemprich A. Management of osteoradionecrosis of the jaws : an analysis of evidence. *EJSO* 2008;34:1123-1134.

Postec F, Bossard D, Disant F, Froehlich P. Computer-assisted navigation system in pediatric intranasal surgery. *Arch Otolaryngol Head Neck* 2002;128:797-800.

Rieker O, Mildenberger P, Rudig L, Schweden F, Thelen M. 3D CT of fractures : comparison of volume and surface reconstruction. *Rofo* 1998;169(5):490-4;

Reychler H, Iriarte Ortabe J, Pecheur A, Brogniez V. Mandibular reconstruction with a free fibula flap and osseointegrated implants : a report of four cases. *J Oral Maxillofac Surg* 1996;54(12):1464-9.

Roberts DW, Strohbehn JW, Hatch JF, Murray W, Kettenberger H. A frameless stereotaxic integration of computerized tomographic imaging and the operating microscope. *J Neurosurg.* 1986;65(4):545-9.

Rolland JG, Margainaud JP. Réhabilitation de la cavité buccale après pelvi-mandibulectomie non interruptrice. In : Brugère J. *La mandibule en cancérologie*. Masson, Paris, 1995. p 288-291.

Rosenthal SJ, Gall KP, Jackson M, Thornton AF Jr. A precision cranial immobilization system for conformal stereotactic fractionated radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1995;33(5):1239-45.

Rupin 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 system. *Clin Oral Implant Res* 2008;19(7):709-16.

Rusinek H, Karp NS, Cutting CB. A comparison of two approaches to three-dimensional imaging of craniofacial anomalies. *J Digit Imaging* 1990;3(2):81-8.

Sammartino G, Della Valle A, Marenzi G, Gerbino S, Martorelli M, Di Lauro AE, Di Lauro F. Stereolithography in oral implantology: a comparison of surgical guides. *Implant Dent.* 2004;13(2):133-9.

Sandeman DR, Patel N, Chandler C, Nelson RJ, Coakham HB, Griffith HB. Advances in image-directed neurosurgery: preliminary experience with the ISG Viewing Wand compared with the Leksell G frame. *Br J Neurosurg* 1994;8(5):529-44.

Sarment DP, Al-Shammari K, Kazor CE. Stereolithographic surgical templates for placement of dental implants in complex cases. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2003;23(3):287-95.

Slar AG. Guidelines for flapless surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2007;65(7 suppl1):20-32.

Slaroff A, Haughey B, Gay WD, Paniello R. Immediate mandibular reconstruction and placement of dental implants : at the time of ablative surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Radiol Pathol* 1994;78:711-717.

Schramm A, Gellrich NC, Schimming R, Schmelzeisen R. Computer-assisted insertion of zygomatic implants (Branemark system) after extensive tumor surgery. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2000;4(5):292-5.

Schuhmann D, Seemann M, Schoepf UJ, Haubner M, Krapichler C, Gebicke K, Reiser M, Englmeier KH. Computer-assisted diagnosis based on computer-based image interpretation and 3D-visualization. *Radiologe* 1998;38(10):799-809.

Sicilia A, Enrile FJ, Buitrago P, Zubizarreta J. Evaluation of the precision obtained with a fixed surgical template in the placement of implants for rehabilitation of the completely edentulous maxilla: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(2):272-7.

Siessegger M, Schneider BT, Mischkowski RA, Lazar F, Krug B, Klesper B, Zoller JE. Use of an image-guided navigation system in dental implant surgery in anatomically complex operation sites. *J Craniomaxillofac Surg*. 2001;29(5):276-81.

Silverstein L, Shatz PC, Kurtzman G. Minimally invasive implant procedures. *Pract Proced Anaesth Dent* 2008;20(5):310-2.

Smolka K, Kraehenbuehl M, Eggensperger N, Hallermann W, Thoren H, Iizuka T, Smolka W. Fibula free flap reconstruction of the mandible in cancer patients : evaluation of a combined surgical and prosthodontic treatment concept. *Oral Oncol* 2008;44(6):571-81.

Solar P, Grampp S, Gsellmann B. A computer-aided navigation system for oral implant surgery using 3D-CT reconstruction and real time video-projection. In: Lemke HU, Vannier MW, Inamura K, Farman AG, eds. *Computer Assisted Radiology CAR'*. 1996;96:884-7. Amsterdam: Elsevier Science.

Spector L. Computer-aided dental implant planning. *Dent Clin North Am* 2008;52(4):761-75.

Stumpel LJ 3rd. Cast-based guided implant placement : a novel technique. *J Prosthet Dent* 2008;100(1):61-9.

Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofacial Res* 2003;6 Suppl1:31-36.

Taylor TD, Worthington P. Osseointegrated implant rehabilitation of the previously irradiated mandible : results of a limited trial at 3 to 7 years. *J Prosthet Dent* 1993;69(1):60-9.

Theodorou K, Kappas C, Tsokas C. A new non-invasive and relocatable immobilization frame for fractionated stereotactic radiotherapy. *Radiother Oncol*. 1998;47(3):313-7.

Tolman DE, Taylor PF. Bone-anchored craniofacial prosthesis study : irradiated patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:612-619.

Udupa JK, Hung HM, Chuang KS. Surface and volume rendering in three-dimensional imaging : a comparison. *J Digit Imaging* 1991;4(3):159-68.

Van der Zel JM. Implant planning and placement using optical scanning and cone-beam CT technology. *J Prosthodont* 2008;17(6):476-81.

Van de Velde T, Glor F, De Bruyn H. A model study on flapless implant placement by clinicians with a different experience level in implant surgery. *Clin Oral Implant Res* 2008;19(1):66-72.

Van Steenberghe D, Malevez C, Van Cleynenbreugel J, Serhal CB, Dhoore E, Schutyser F, Suetens P, Jacobs R. Accuracy of drilling guides for transfer from three-dimensional CT-based planning to placement of zygoma implants in human cadavers. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(1):131-6.

Van Steenberghe D, Glauser R, Blomback U, Andersson M, Schutyser F, Petersson A, Wendelhag I. A computed tomographic scan-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a prospective multicenter study. *Clin Implant Related Res* 2005;7 Suppl 1:S111-20.

Verdonck HW, Poukens J, Overveld HV, Riediger D. Computer-assisted maxillofacial prosthodontics : a new treatment protocol. *Int J Prosthodont* 2003;16(3):326-8.

Verdonck HW, Meijer GJ, Laurin T, Nieman FH, Stoll C, Riediger D, Stoelinga PJ, De Baat C. Implant stability during osseointegration in irradiated and non irradiated minipig alveolar bone : an experimental study. *Clin Oral Impl Res* 2008;19:201-6.

Verdonck HW, Meijer GJ, Nieman FH, Stoll C, Riediger D, De Baat C. Quantitative computed tomography bone mineral density measurements in irradiated and non irradiated minipig alveolar bone : an experimental study. *Clin Oral Impl Res* 2008;19:465-8.

Wagner W, Esser E, Ostkamp K. Osseointegration of dental implants in patients with and without radiotherapy. *Acta Oncol* 1998;37(7-8):693-6.

Wagner A, Wanschitz F, Birkfellner W, Zauza K, Klug C, Schicho K, Kainberger F, Czerny C, Bergmann H, Ewers R. Computer-aided placement of endosseous oral implants in patients after ablative tumour surgery: assessment of accuracy. *Clin Oral Implants Res*. 2003; 14(3): 340-8.

Wagner W, Esser E, Ostkamp K. Osseointegration of dental implants in patients with and without radiotherapy. *Acta Oncol* 1998;37(7-8):693-6.

Wanschitz F, Birkfellner W, Watzinger F, Schopper C, Patruta S, Kainberger F, Figl M, Kettenbach J, Bergmann H, Ewers R. Evaluation of accuracy of computer-aided intraoperative positioning of endosseous oral implants in the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(1):59-64.

Watzinger F, Ewers R, Henninger A, Sudash G, Babka A, Woelfl G. Endosteal implants in the irradiated lower jaw. *J Craniomaxillofac Surg* 1996;24(4):237-77.

Weinberg LA. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. *Implant Dent* 1998;7(4):277-85.

Weischer T, Mohr C. Früherkennung des drohenden plantaverlusts bei tumorpatienten. *Mund Kiefer Gesichtschir* 1997;1:124-299.

Werkmeister R, Szulczewski D, Walteros-Benz P, Joos U. Rehabilitation with dental implants of oral cancer patients. *J Craniomaxillofac Surg* 1999;27(1):38-41.

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* 2006;101(6):718-23.

Wittwer G, Adeyemo WL, Schicho K, Figl M, Enislidis G. Navigated flapless transmucosal implant placement in the mandible : a pilot study in 20 patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(5):801-7.

Wolber A, Mallet Y, Avalos N, Martinot-Duquennoy W, Lefebvre JL. V. Etude de la sensibilité du lambeau de FAMM : à propos de 15 cas cliniques. *Ann Chir Plast Esth* 2008 [epub ahead of print]

Wolfaardt JF, Wilkes GH, Parel SM Tjellström A. Craniofacial osseointegration : the canadian experience. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8 :197-204.

Zamorano L, Jiang Z, Kadi AM. Computer-assisted neurosurgery system: Wayne State University hardware and software configuration. *Comput Med Imaging Graph.* 1994;18(4): 257-71.

Zhang C, Zhang Z. Reconstruction of mandible with fibular flap and dental distractor : a new approach. *Chin Med J (Engl)* 2002;115(12):1877-80.

Zheng G, Gu L, Wu Z, Huang Y, Kang L. The implementation of an integrated computer-aided system for dental implantology. *Conf Proceed IEEE Eng Med Biol Soc* 2008;1:58-61.

ANNEXES

Annexe 1 : Légendes des figures et tableaux

Légende des figures :

Figure 1 : Glossectomie marginale gauche ; aspect après radiothérapie externe + curiethérapie (CLB)

Figure 2 : Perte de substance pelvimandibulaire reconstruite par lambeau antebrachial (CLB)

Figure 3 : Aspect endobuccal d'un lambeau de fibula microanastomosé (CLB)

Figure 4 : Scanner correspondant – patient traité par lambeau de fibula microanastomosé (CLB)

Figure 5 : Latérodéviations mandibulaires à l'ouverture buccale chez un patient traité par pelvimandibulectomie interruptrice (CLB)

Figure 6 : Patient ayant bénéficié d'une chirurgie mandibulaire interruptrice puis d'un lambeau de fibula microanastomosé, côté gauche (CLB-CHLS)

Figure 7 : Etiopathogénie de l'ORN selon Delanian (2004)

Figure 8 : Ostéoradionécrose avec fracture de la branche horizontale mandibulaire gauche (CLB)

Figure 9 : Pièce d'exérèse de l'ORN du patient précédent (CLB)

Figure 10 : Mise en place de 3 implants sur une patiente traitée pour un ostéosarcome mandibulaire ; noter l'absence d'exploitation de l'implant le plus distal du fait de son émergence trop vestibulaire (CLB)

Figure 11 : Hypertrophie tissulaire en périphérie des piliers implantaires et du bridge temporaire chez un jeune patient traité par lambeau de fibula microanastomosé (CLB)

Figure 12 : Inflammation tissulaire autour des vis de cicatrisation gingivales sur un Famm-flap

Figure 13 : Exemple de reconstruction mandibulaire droite par double greffon de fibula microanastomosé (CLB)

Figure 14 : Masque et gouttière en place ; en cours de réalisation – vue de face

Figure 15 : Masque et guide en place, en cours de réalisation – vue de profil

Figure 16 : Détail de la boîte de liaison masque-guide : des clavettes peuvent être utilisées afin de bloquer le guide dans la boîte pendant la polymérisation de la résine (M Paris)

Figure 17 : Jauges de diamètre pré calibré et tubes-cibles sur le guide (M Paris)

Figure 18 : Blocage du guide grâce à une gouttière et deux cales occlusales maintenant le patient en ouverture buccale. Les cales sont construites sur l'arcade maxillaire (CLB).

Figure 19 : Technique de matching des données. En noir : implant planifié ; en rose : implant réel. Pe1 : émergence de l'implant virtuel (planifié) ; Pa1 : apex de l'implant virtuel (planifié) ; Pe2 : émergence de l'implant réel ; Pa2 : apex de l'implant réel ; * : déviation angulaire.

Figure 20 : Matching des données pré- et post-opératoires

Figure 21 : Planning prévisionnel (patient n°1)- logiciel CadImplant - Easyguide®

Figure 22 : Analyse logicielle postopératoire ; on observe les implants mis en place ; les implants planifiés sont modélisés en jaune et vert (implant « actif », en cours de travail sur logiciel)

Figure 23 : Planning prévisionnel – patient n° 6

Figure 24 : Etude logicielle postopératoire – patient n°6 ; ; on observe les implants mis en place ; les implants planifiés sont modélisés en jaune et vert (implant « actif », en cours de travail sur logiciel)

Figure 25 : En bleu : le guide ; en rose : tissus mous de recouvrement.

h : hauteur des tissus mous ; H : hauteur du guide + tissus mous pour arriver au contact de l'os

Figure 26 : Cicatrisation post opératoire à 8 jours, sur un patient traité par lambeau de fibula microanastomosé

Figure 27 : Système de repositionnement : guide chirurgical, gouttière et bras de liaison

Figure 28 : Reconstruction 3D avec le logiciel MVS ; peau et maquette prothétique visibles ; en rouge, les points de gutta percha

Figure 29 : Reconstruction 3D avec le logiciel MVS ; peau et maquette prothétique invisibles ; en rouge, les points de gutta percha. Noter le site de l'implant perdu, bien visible au niveau du cantus externe, ainsi que la présence de l'implant résiduel au niveau inférieur

Figure 30 : Simulation de la situation de l'émergence implantaire (en bleu) : 2mm en distal du marqueur le plus mésial et 1 mm sous la droite reliant les deux marqueurs les plus mésiaux

Figure 31 : Vue pré opératoire ; orbite droite

Figure 32 : Repérage de l'émergence implantaire idéale d'après les données de la reconstruction en 3 dimensions, après marquage de celle-ci sur le guide chirurgical

Figure 33 : Vérification de l'axe implantaire : vue latérale

Figure 34 : Vérification de l'axe implantaire : vue supérieure

Figure 35 : Vue du puits de forage implantaire

Figure 36 : Fin de l'intervention : mise en place des implants ; le second implant est découvert pour mettre en place le pilier transcutané

Figure 37 : Système de repositionnement à 3 éléments : guide chirurgical désolidarisé, bras de liaison et plaque maxillaire thermoformée(noter le système de blocage entre le guide et le bras de liaison)

Figure 38: Liaison réversible entre le guide et le bras de liaison rigide afin de faciliter la mise en place et la dépose du système

Figure 39 : Dessin du masque modifié pour la mise en place d'implants extra-oraux ; le système n'a pas été retenu en raison notamment d'une trop grande résilience due à l'appui cutané

Légende des tableaux :

Tableau 1 : Présentation des patients : âge, sexe, localisation tumorale initiale et traitements

Tableau 2 : Scores des différents critères d'évaluation des systèmes

Tableau 3 : Patients implantés avec chacun des systèmes (IO : système intra-oral ; EO : système extra-oral) et type d'os présent au niveau mandibulaire

Tableau 4 : Scores de chaque système en fonction du critère évalué

Tableau 5 : Caractéristiques des patients implantés avec le système extra-oral

Tableau 6 : Nombre d'implants planifiés et mis réellement en place par patient ; nombre de dents prévues sur la future prothèse et nombre de dents effectivement remplacées ; temps de mise en place et de dépose du système

Tableau 7 : Déviation angulaire, différence à l'émergence et à l'apex entre les implants planifiés et mis en place

Tableau 8 : Scores par patient et par critère

Tableau 9 : Score global du système extra-oral pour chaque patient

Tableau 10 : Caractéristiques des patients implantés avec le système intra-oral

Tableau 11 : Nombre d'implants planifiés et mis réellement en place par patient ; nombre de dents prévues sur la future prothèse et nombre de dents effectivement remplacées ; temps de mise en place et de dépose du système (plaque maxillaire + guide)

Tableau 12 : Déviation angulaire, différence à l'émergence et à l'apex entre les implants planifiés et les implants mis en place

Tableau 13 : Scores par patient et par critère

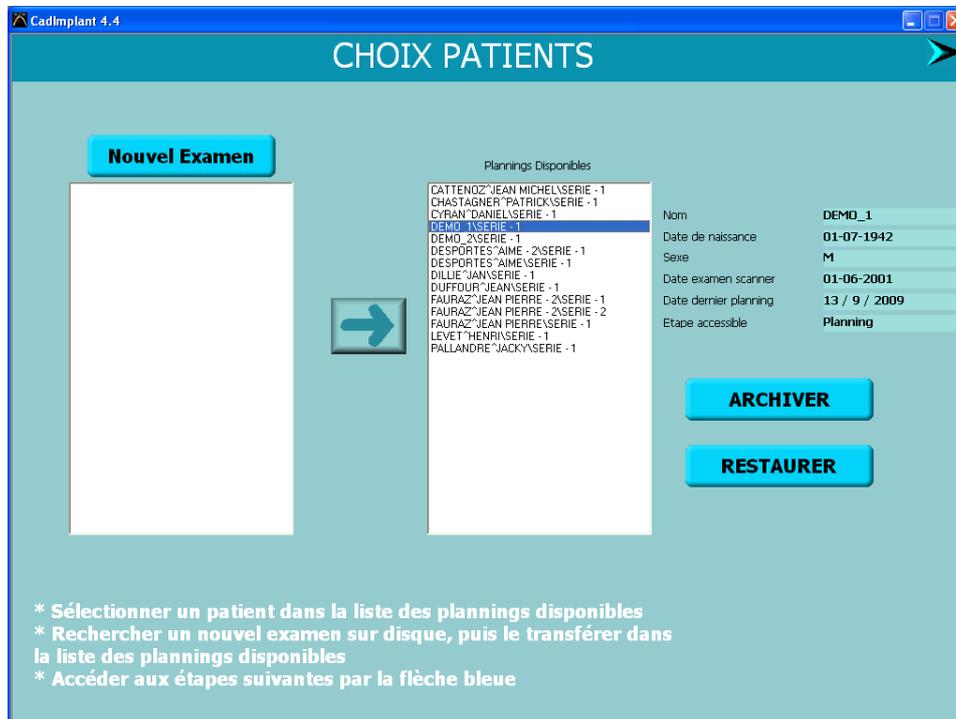
Tableau 14 : Score global du système intra-oral pour chaque patient

Tableau 15 : Patient n°4 : pour chaque implant, différence angulaire, à l'émergence et à l'apex entre les implants positionnés grâce au système extra-oral et le guide de perçage positionné grâce au système intra-oral.

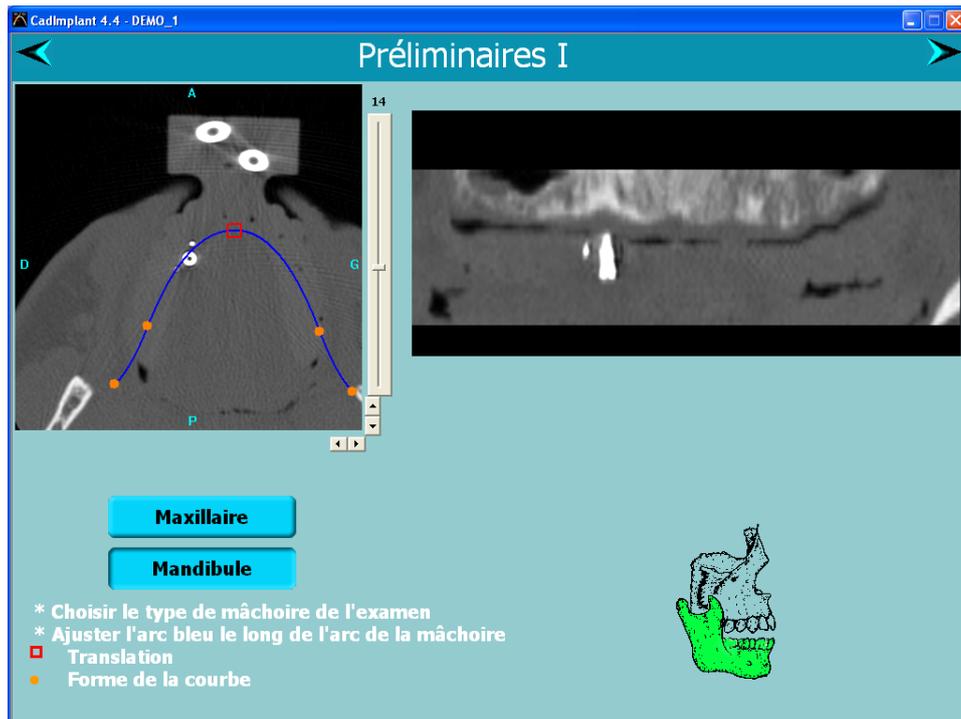
Tableau 16 : Précision par implant et par patient : exemple du patient n° 1

Annexe 2 : Utilisation du logiciel CadImplant-Easyguide®

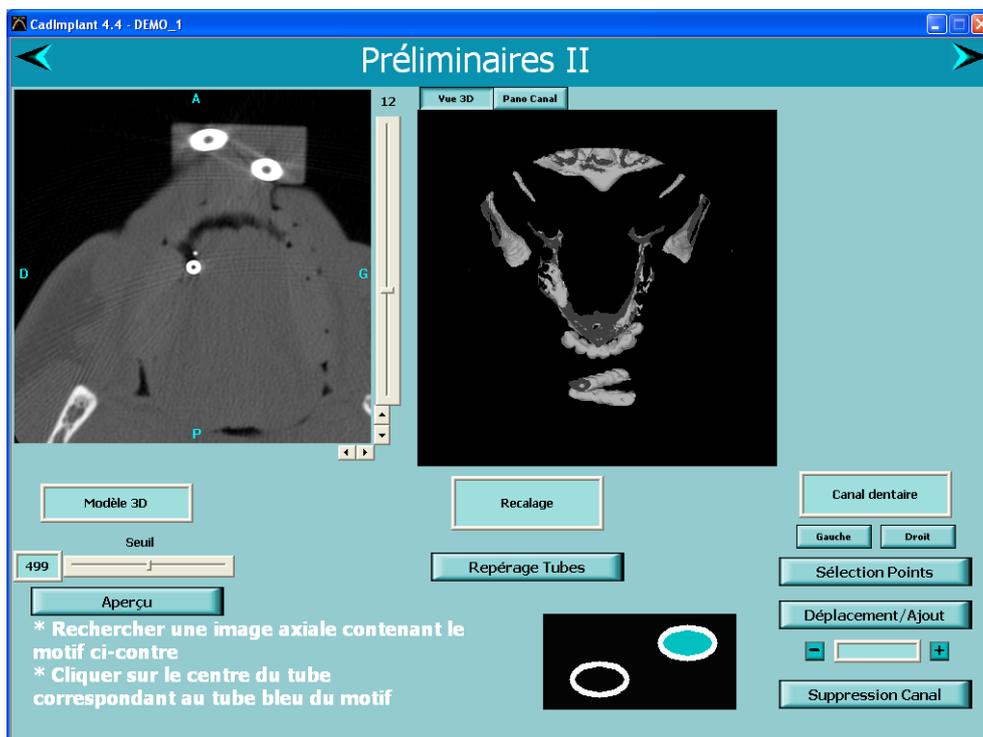
Première étape : chargement des images Dicom dans le logiciel et sélection de l'examen



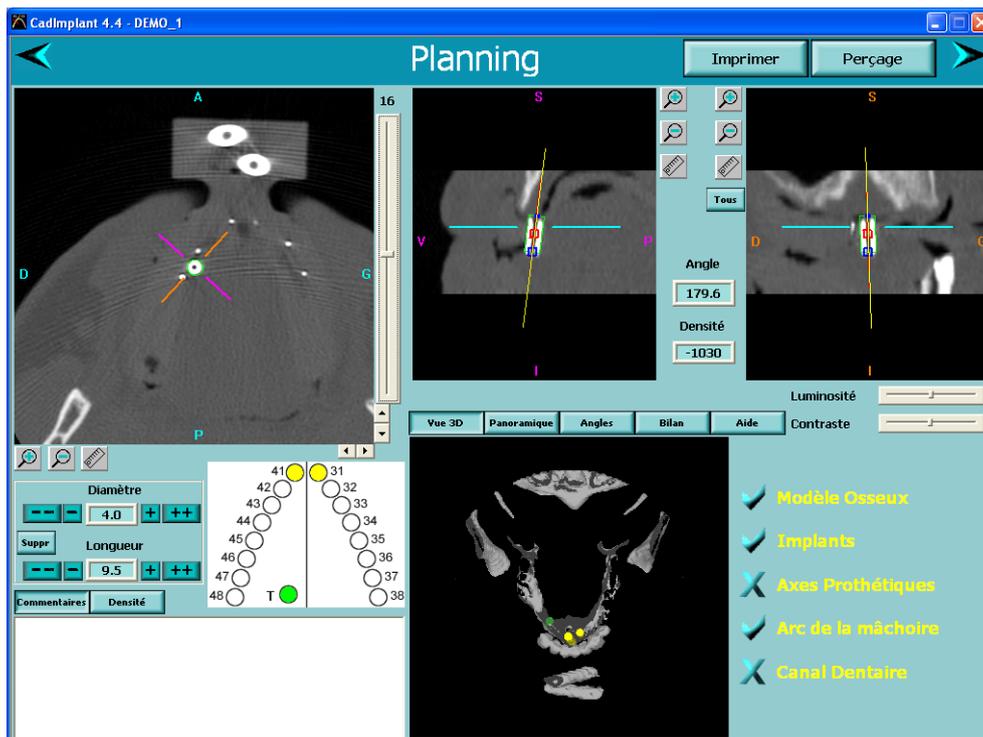
Deuxième étape : choix du maxillaire concerné (pour notre étude, la mandibule)



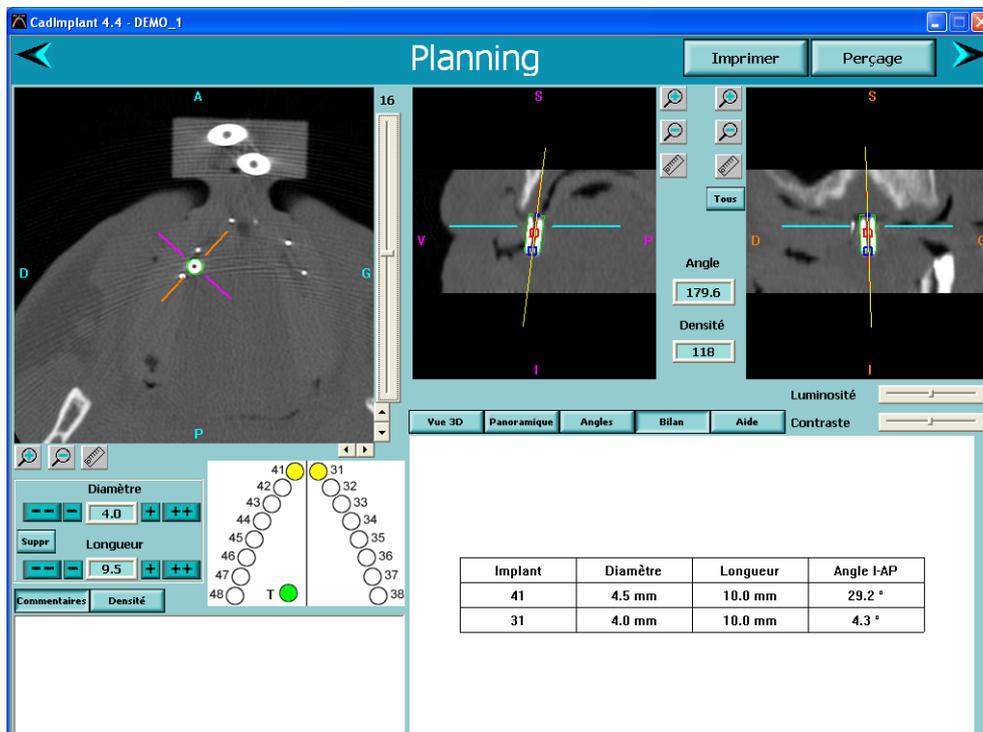
Troisième étape : recalage des images : le recalage s'effectue grâce aux tubes du cube extra-oral, qui sont repérés sur les coupes



Quatrième étape : la reconstruction tridimensionnelle est effectuée et le choix du nombre, des dimensions et de l'axe implantaire est fait, implant par implant.



Cinquième étape : le bilan permet de contrôler les dimensions implantaire choisies, l'axe des implants par rapport à l'axe prothétique ultérieur et l'axe des implants entre eux.



La gouttière est ensuite adressée au laboratoire avec le planning pour le perçage par la machine-outil.

Annexe 3 : Tableau des résultats

Tableau des résultats pour le système extra-oral

Les implants ont été numérotés de 1 à 16. Les implants 1 à 4 correspondent au patient 1, 5 à 7 au patient 3, 8 à 11 au patient 4 et 12 à 16 au patient 7. Pour chaque implant, la différence à l'émergence (colonne « émergence »), à l'apex (colonne « apex ») et la déviation angulaire (colonne « angle ») entre les implants planifiés et mis en place a été reportée.

Numéro implant	émergence	apex	angle
1	2,59	2,28	9,5
2	0,86	1,99	7,1
3	5,86	4,93	7,5
4	2,02	1,11	5,2
5	3,74	2,21	3,6
6	2,45	2,56	3,9
7	4,21	3,83	4,5
8	3,75	0,57	3,13
9	0,51	1,02	4,2
10	0,95	0,9	5,4
11	0,4	1,12	6,2
12	1,23	4,45	8,1
13	1,45	2,35	7,3
14	2,02	2,57	7,26
15	1,07	1,25	6,8
16	1,18	1,5	7,1
Moyenne	2,143125	2,165	6,049375
Variance	2,38082292	1,66524	3,34303292

Ecart type	1,54299155	1,29044178	1,82839627
------------	------------	------------	------------

Tableau des résultats pour le système intra-oral

Les implants ont été numérotés de 1 à 11. Les implants 1 à 4 correspondent au patient 6, 5 à 7 au patient 8 et 8 à 11 au patient 9. Pour chaque implant, la différence à l'émergence (colonne « émergence »), à l'apex (colonne « apex ») et la déviation angulaire (colonne « angle ») entre les implants planifiés et mis en place a été reportée.

numéro implant	émergence	apex	angle
1	0,5	2,16	8,7
2	1,38	1,55	1,55
3	1,2	2,39	6,2
4	0,99	1,18	1,91
5	1,25	1,53	3,95
6	1,52	1,57	4,56
7	1,38	2,02	4,32
8	0,85	1,93	9,5
9	0,98	2,12	2,95
10	1,03	1,63	5,72
11	1,32	1,95	6,21
Moyenne	1,12727273	1,82090909	5,05181818
Variance	0,08598182	0,12646909	6,47445636
Ecart type	0,29322656	0,35562493	2,54449531

CAD Implant

Un protocole chirurgical inédit en implantologie

Etude prothétique,
réalisation de la gouttière



Fig.1.



Fig.2

Analyse, traitement et transmission
des images numériques



Fig.3

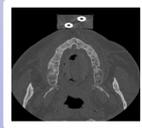


Fig.4

Planning chirurgical



Fig.5

Réalisation et stérilisation
du guide de perçage



Fig.6

Pose de l'implant
avec le guide de perçage

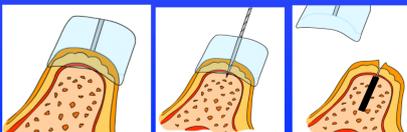


Fig.7

Fig.8

CAD-Implant est un nouveau protocole chirurgical totalement inédit en implantologie. De la planification optimale des implants au report en bouche exact et précis de la position planifiée, CAD-Implant sécurise, facilite et fiabilise la pose d'implants dentaires. Il ouvre la voie à l'implantologie mini-invasive et à une véritable mise en charge immédiate par connexion rigide des implants lors de la phase chirurgicale.

L'étude prothétique (fig.1) et la gouttière radiologique, duplicata de la prothèse d'étude sont réalisées classiquement. On adjoint simplement à la gouttière un cube en résine incluant un repère 3D (fig.2).

Lors de l'examen scanner habituel (fig.3), le patient porte en bouche la gouttière CAD-Implant munie de son cube.

Les images sont récupérées auprès du radiologue sur Cd-rom (fig.4).

Au cabinet, sur le logiciel CAD-Implant, la planification chirurgicale est réalisée à partir de trois plans de coupe : l'un axial, les deux autres tangentiel et perpendiculaire à la courbure de l'arcade du patient. Les plans de coupe passent rigoureusement par l'axe de l'implant offrant ainsi une parfaite prédictibilité à la fois des dimensions de l'implant, du volume osseux disponible le long des futurs implants et des éventuelles complications anatomiques.

Toute modification de la position d'un implant sur l'un des trois plans de coupe provoque le recalcul en temps réel des deux autres plans, les trois plans de coupe affichés passent donc toujours par l'axe de l'implant (fig.5).

Une fois la planification terminée, la société CADImplant Inc. perce la gouttière et le modèle d'étude sur lequel la gouttière a été réalisée (fig.6). La précision du perçage selon les axes des implants planifiés est submillimétrique.

Le perçage du modèle d'étude selon la position exacte des implants tels qu'ils seront reportés en bouche permet d'utiliser le modèle pour réaliser en préopératoire les prothèses transitoires et permettre la connexion rigide des implants lors de la phase chirurgicale. Ceci est valable tant pour la mise en charge immédiate que lors de la réouverture du site chirurgical dans un processus en deux temps chirurgical, ce qui correspond à une innovation majeure dans le domaine de l'implantologie.

Une fois la gouttière CAD-Implant percée et débarrassée de son cube de résine, celle-ci peut servir de guide chirurgical. L'axe et la position planifiés de l'implant sont reportés exactement sur le site chirurgical (fig.7 et 8).

Sous réserve de l'absence de remaniements tissulaires, la pose des implants par operculisation devient possible. La diminution de l'importance des lambeaux facilite la gestion des cas esthétiques, permet de réduire le temps de l'intervention tout en minimisant les suites opératoires.

Du stress au confort opératoire, de l'imprécision à la précision, du flou à la parfaite prédictibilité, de l'invasivité à la chirurgie douce, CAD-Implant est une technique opératoire universelle qui ouvre de nouvelles perspectives à l'implantologie.

Associé à une formation, le protocole CAD-Implant constitue une avancée bien réelle pour le plus grand bénéfice du chirurgien et de son patient.

CAD Implant

CADImplant Inc.
European Office,
Parc Work Center
ZA Champfeuillet
38500 Voiron

Tel: 04.76.93.04 18
Fax: 04.76.93.21.04

PUBLICATIONS

Bodard AG, Salino S. Dental implants and oral cancer patients. In : Paul AW. Dental implantation and Technology, Novapublishers , 2009

Paris M, Bodard AG, Gourmet R, Fortin T. Assessment of the accuracy of a non-invasive repositioning system of a surgical guide for oral implants placement on oral cancer patients. In vitro study on anatomic pieces. Clin Oral Impl Rel Res [Soumis pour publication]

Bodard AG, Racadot Séverine², MD ; Salino Samuel¹, MD ; Pommier Pascal², MD ; Zrounba Philippe¹, MD ; Montbarbon Xavier², MD A new, simple maxillary-sparing tongue depressor for external mandibular radiotherapy: a case report Head Neck 2009; Mar [epub ahead of print]

Bodard AG, Paris M, Salino S, Fortin T. Evaluation of two non invasive repositioning systems for computer-aided surgery in oral cancer patients. Int J Prosthodont [accepté pour publication]

Bodard A.G., Gourmet R. Epithèse nasale implanto-portée en cancérologie : à propos d'un cas clinique. Med. Bucc. Chir. Bucc. 2007;13(2):93-96.

Bodard A.G., Bemmer J., Gourmet R., Lucas R., Coroller J., Salino S., Breton P. Implants dentaires et lambeau de fibula microanastomosé : série de 23 patients. Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac 2008;109(6):363-6.

Bodard A.G., Gourmet R., Lucas R., Bonnet E., Breton P. Implants dentaires en territoire irradié : une série de 33 patients. Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac. 2006;107(3):137-42.

Bodard A.G., Gourmet R. Implantologie et reconstruction mandibulaire par lambeau de fibula microanastomosé : une série de 10 cas cliniques. Med. Bucc. Chir. Bucc. 2005;11(4):215-221.

Coudurier C, Berdougou M, Chaux AG., Fortin T, Isidori M, Bouchet H, Pirel C, Blanchet E, Guglielmi P, Sauvigné T. Imagerie médicale et mise en charge immédiate symphysaire : le protocole CadImplant®. Strat. Proth. 2005; 5(3):177-183.

COMMUNICATIONS

Bodard AG, Racadot S, Salino S, Zrounba P, Montbarbon X, Pommier P. Sparing tongue or opposite jaw during external radiotherapy : a new device. 2nd World Congress of the IAOO, Toronto 2009, July 8-11.

Bodard AG, Salino S, Lucas R, Preton P. Oral rehabilitation in 33 patients with microvascular free fibula flap. 8th meeting of the ISMR, Bangkok 2008, Sept 25-27.

Bodard AG, Paris M, Gourmet R, Salino S, Fortin T. A new, simple non invasive surgical guide for implant placement in oral cancer patients. 3rd International conference of advanced digital technology in head and neck reconstruction., Cardiff 2008, Jun 28- Jul 1.

Bodard AG, Paris M, Bouchet H, Fortin T. Placement of posterior maxillary implants using Cad/Cam guidance to avoid sinus grafting. 3rd International conference of advanced digital technology in head and neck reconstruction., Cardiff 2008, Jun 28- Jul 1.

Paris M, Bodard AG, Fortin T, Gourmet R. Repositioning system of a surgical guide for implants placement on oral cancer patients: in vitro study. 3rd International Congress of the Computer Aided Implantology Academy, Florence 2008, March 28-29.

Bodard A.G., Bemer J., Salino S., Gourmet R., Breton P. Dental implants and microvascular free fibula flap : a series of 22 patients. 1st congress of the IAOO ; Amsterdam, mai 2007.

Bodard A.G., Bemer J., Salino S., Gourmet R. Stratégie implantaire après reconstruction par lambeau de fibula microanastomosé. 4^{ème} congrès européen de l'EFOSS ; Paris, France ; octobre 2006

Bodard A.G., Gourmet R., Lucas R., Breton P. Prosthetic management of a giant cell tumor of the mandible : a case report. 6th meeting of the International Society of Maxillofacial Rehabilitation ; Maastricht, Pays Bas ; Juin 2004.

Paris M., Bodard A.G., Gourmet R., Fortin T. Etude de la précision d'un système de repositionnement d'un guide chirurgical implantaire en cancérologie des voies aéro-digestives supérieures. 8^{ème} forum des jeunes chercheurs en odontologie, Lyon, septembre 2006.

Bemer J., Bodard A.G., Gourmet R., Sauvigne T., Pignat J.C. Réhabilitation orale par greffe osseuse autogène préimplantaire en territoire irradié : à propos d'un cas clinique. 49^{ème} congrès de la SFMBCB, Clermont-Ferrand, Septembre 2005.

Bodard A.G., Gourmet R. Implantologie et reconstruction mandibulaire par lambeau de fibula microanastomosé : une série de 10 cas cliniques. 47^{èmes} Journées de la SFMBCB ; Montpellier, Mai 2004.