

UNIVERSITÉ DE NANTES
UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE
D'ODONTOLOGIE

Année 2009

Thèse n° 8

LES APPORTS DE LA NAVIGATION CHIRURGICALE
EN IMPLANTOLOGIE

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

*Présentée
et soutenue publiquement par :*

Monsieur SERANDOUR Guillaume

Né le 22 Juin 1982

Le 12 Février 2009, devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur le Professeur LABOUX Olivier
Assesseurs : Monsieur le Docteur SAFFARZADEH Afchine (co-directeur)
Monsieur le Docteur LEBORGNE Sylvain

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Léon-Philippe CLERGEAU

Par délibération en date du 6 décembre 1972, le conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui sont présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur donner aucune approbation, ni improbation.

Table des Matières

INTRODUCTION.....	9
1 RAPPELS ET DEFINITIONS EN IMPLANTOLOGIE ORALE.....	13
1.1 RAPPELS ET RISQUES ANATOMIQUES (63, 64).....	13
1.1.1 <i>Obstacles anatomiques</i>	13
1.1.1.1 Obstacles du massif facial supérieur.....	13
1.1.1.1.1 Canal naso-palatin ou incisif.....	13
1.1.1.1.2 Plancher des fosses nasales.....	14
1.1.1.1.3 Le sinus maxillaire.....	14
1.1.1.1.3.1 Paroi antérolatérale ou jugale.....	15
1.1.1.1.3.2 Paroi postérolatérale ou infratemporale.....	15
1.1.1.1.3.3 Paroi médiale.....	16
1.1.1.1.3.4 Paroi supérieure.....	16
1.1.1.1.3.5 Paroi inférieure ou plancher.....	16
1.1.1.1.3.6 Les extensions sinusales.....	17
1.1.1.1.4 La région zygomatique.....	17
1.1.1.1.4.1 La région zygomatique est constituée de 2 os: processus zygomatique du maxillaire et l'os zygomatique.....	17
1.1.1.1.4.2 Examen radiologique de l'os zygomatique.....	17
1.1.1.1.4.3 Implant zygomatique.....	18
1.1.1.1.5 La région ptérygo-palato-tubérositaire et son contenu.....	19
1.1.1.1.5.1 Anatomie.....	19
1.1.1.1.5.2 Rapports anatomiques.....	19
1.1.1.1.5.3 Investigation radiologique.....	20
1.1.1.1.5.4 Implant ptérygoïdien.....	20
1.1.1.2 Obstacles à la Mandibule ou massif facial inférieur.....	21
1.1.1.2.1 La branche montante ou Ramus.....	21
1.1.1.2.1.1 Anatomie.....	21
1.1.1.2.1.2 Chirurgie de la branche montante.....	22
1.1.1.2.2 La région molaire.....	22
1.1.1.2.2.1 Le canal alvéolo-dentaire inférieur.....	22
1.1.1.2.2.2 Trajet intra-osseux du PADI.....	22
1.1.1.2.2.3 Les lignes obliques externe et interne.....	23
1.1.1.2.2.3.1 La ligne oblique externe.....	23
1.1.1.2.2.3.2 La ligne oblique interne.....	23
♦ Loge supra-mylo-hyoïdienne:.....	24
♦ Loge infra-mylo-hyoïdienne:.....	24
1.1.1.2.2.4 Chirurgie dans la région molaire.....	24
1.1.1.2.3 La région prémolaire.....	25
1.1.1.2.3.1 Sur la face linguale.....	25
1.1.1.2.3.2 Sur la face vestibulaire.....	25
1.1.1.2.3.2.1 Emergence du PADI.....	25
1.1.1.2.4 La région incisive.....	26
1.1.1.2.4.1 Anatomie.....	26
1.1.1.2.4.1.1 Face vestibulaire.....	26
1.1.1.2.4.1.2 Face crestale.....	26
1.1.1.2.4.2 Chirurgie de la région symphysaire.....	26
1.1.2 <i>Bilan Osseux et Scanner</i>	27
1.1.2.1 Volume osseux résiduel et résorption.....	27
1.1.2.1.1 Critères d'évaluation.....	28
1.1.2.1.2 Classification de la résorption selon MISCH (110).....	29
Situation pathologique :.....	29
1.1.2.1.3 Classification de la résorption selon Cawood et Howell (41, 42).....	29
1.1.2.2 Densité osseuse.....	30
1.1.2.2.1 Classifications.....	31
1.1.2.2.1.1 Linkow.....	31
1.1.2.2.1.2 Classification de Lekholm et Zarb (119-160).....	31
1.1.2.2.1.3 Classification de Misch.....	31
1.1.2.2.2 Densitométrie.....	32
1.1.2.2.3 Conséquences sur le traitement.....	33
1.1.2.3 Tomodensitométrie.....	34
1.1.2.3.1 Historique en Implantologie Orale.....	34
1.1.2.3.2 Protocole SCANORAMA® (40, 120).....	34
1.1.2.3.3 Protocole DENTASCAN®.....	35
1.2 OSTEOINTEGRATION.....	38
1.2.1 <i>Rappels et définitions</i>	38

1.2.1.1	Définition de l'ostéointégration.....	38
1.2.1.2	Le succès en implantologie (4, 49, 188).....	39
1.2.1.3	Échec.....	39
1.2.2	<i>Les complications per-opératoires et risques d'échec de l'ostéointégration</i>	40
1.2.2.1	Perforations:.....	40
1.2.2.1.1	Perforations sinusales et nasales.....	40
1.2.2.1.2	Perforation d'une des corticales.....	41
1.2.2.2	Exposition d'une portion de l'implant.....	41
1.2.2.2.1	Fenestrations.....	42
1.2.2.2.2	Déhiscences.....	42
1.2.2.3	Fractures osseuses (126, 161).....	43
1.2.2.4	Instabilité Primaire.....	43
1.2.2.4.1	Problèmes de rétention osseuse.....	43
1.2.2.4.2	Problèmes de diamètre implantaire.....	44
1.2.2.4.3	Problèmes de longueur implantaire.....	45
1.2.2.5	Distance inter-implants.....	45
1.2.2.6	Forages Iatrogéniques.....	46
1.2.2.6.1	Échauffement de l'os.....	46
1.2.2.6.2	Compression osseuse par l'implant.....	47
1.2.2.7	Risques Septiques.....	47
2	LA ROBOTIQUE MEDICALE: GRANDS PRINCIPES	49
2.1	DEFINITIONS ET HISTORIQUE.....	49
2.1.1	<i>Historique de la robotique</i>	49
2.1.2	<i>Définitions</i>	51
2.1.2.1	Robot.....	51
2.1.2.2	Automate.....	51
2.1.2.3	Robotique.....	51
2.1.2.4	La robotique chirurgicale ou surgétique.....	52
2.1.2.5	La chirurgie stéréotaxique (151).....	52
2.1.2.6	La réalité virtuelle.....	53
2.1.2.7	La réalité augmentée (184).....	53
2.1.2.8	La technologie haptique (75).....	57
2.1.2.9	Les gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO) ou chirurgie assistée par ordinateur (3, 95).....	58
2.2	GRANDES ETAPES ROBOTISEES.....	59
2.2.1	<i>Perception</i>	60
2.2.1.1	Acquisition des images.....	60
2.2.1.2	Segmentation des images.....	61
2.2.1.3	Fusion d'images multi-modales.....	61
2.2.2	<i>Raisonnement</i>	62
2.2.2.1	Intégration au plan de traitement: planification.....	62
2.2.2.2	Simulation du plan de traitement.....	62
2.2.3	<i>Action</i>	63
2.2.3.1	Navigation ou guidage per-opérateur.....	63
2.2.3.2	Robotisation chirurgicale.....	63
2.3	LES GRANDS TYPES DE ROBOTIQUES.....	65
2.3.1	<i>Les différents types de robot</i>	66
2.3.1.1	Les robots de repérage (30, 70).....	66
2.3.1.2	Les robots de visualisation (3, 46).....	66
2.3.1.3	Les robots de simulation (103).....	66
2.3.1.4	La robotique d'instrumentation.....	67
2.3.1.4.1	La télémanipulation.....	68
2.3.1.4.2	Le télé-accompagnement (3, 50, 103).....	68
2.3.1.4.3	Les robots opérateurs.....	69
2.3.2	<i>Les différents systèmes en fonction de leur implication chirurgicale</i>	69
2.3.2.1	Les systèmes passifs.....	69
2.3.2.1.1	Principes (3, 20, 56, 60, 70, 72, 174).....	69
2.3.2.1.2	Historique.....	72
2.3.2.2	Les systèmes semi-actifs.....	72
2.3.2.2.1	Principes.....	72
2.3.2.2.1.1	Systèmes programmables (154).....	72
2.3.2.2.1.2	Systèmes non programmables.....	73
2.3.2.2.1.2.1	Fabrication des gouttières.....	75
2.3.2.2.1.2.1.1	Stéréolithographie au laser.....	75
2.3.2.2.1.2.1.2	La stéréolithogravure.....	76
2.3.2.2.1.2.1.3	Le perçage robotisé de la gouttière.....	76
2.3.2.2.1.2.2	Positionnement en bouche des gouttières.....	77

2.3.2.2.2	Historique	79
2.3.2.2.3	Exemples de systèmes semi-actifs.....	79
2.3.2.2.3.1	Les systèmes semi-actifs non programmables: les gouttières chirurgicales:.....	79
2.3.2.2.3.1.1	Gouttières Nobelguide® (Nobel Biocare).....	79
2.3.2.2.3.1.2	Gouttières CADImplant® (PRAXIM© - Keystone Dental Inc©).....	81
2.3.2.2.3.1.3	Gouttières SAFE SurgiGuide® (Materialise©).....	83
2.3.2.2.3.2	Les robots chirurgicaux semi-actifs programmables:.....	84
2.3.2.2.3.2.1	Neuromate® (152).....	84
2.3.2.2.3.2.2	PADyC® (155).....	85
2.3.2.2.3.2.3	AESOP® (46).....	86
2.3.2.2.3.2.4	da Vinci® (Intuitive Surgical©) (30, 85, 86).....	88
2.3.2.2.3.2.4.1	Historique.....	88
2.3.2.2.3.2.4.2	Principes	88
-	La console du chirurgien :	89
-	Le kart effecteur:.....	90
-	Dernier élément du dispositif, la centrale informatique :	93
2.3.2.2.3.2.4.3	Applications	94
2.3.2.3	Les systèmes actifs: robots chirurgicaux automatiques	94
2.3.2.3.1	Historique	94
2.3.2.3.2	Principes	94
2.3.2.4	Exemples de systèmes actifs	95
-	ROBODOC® ou CASPAR®	95
-	Cyberknife®	95
-	Etude de Brief J. et Boesecke R. (27)	96
-	Etude de Maassen (101).....	97
-	Etude de Korb (91).....	98

3 LA PHASE PREOPERATOIRE DU TRAITEMENT: ACQUISITION, ANALYSE DES IMAGES OU PLANIFICATION..... 101

3.1	EXPLOITATION DES IMAGES	101
3.1.1.1	Cliché rétro-alvéolaire	101
3.1.1.2	Orthopantomogramme.....	102
3.1.1.3	Coupes tomographiques Scanora.....	103
3.1.1.4	Coupes tomographiques Dentascan.....	103
3.1.1.5	Téléradiographie crânienne de profil	104
3.1.1.6	Imagerie à résonance magnétique.....	105
3.1.1.7	Tomodensitométrie axiale (Scanner) (11, 125, 142, 160).....	105
3.1.2	<i>Spécificités d'acquisition scannographique dans le cadre d'une chirurgie assistée par ordinateur.....</i>	<i>106</i>
3.1.2.1	Protocole pour systèmes semi-actifs.....	107
3.1.2.2	Protocole pour systèmes passifs et actifs	108
3.1.2.2.1	Les marqueurs de position du patient	108
3.1.2.2.1.1	Marqueurs anatomiques.....	108
3.1.2.2.1.1.1	Limites ou points anatomiques de référence.....	108
3.1.2.2.1.1.2	Capteurs de surface cutanée ou muqueuse	109
3.1.2.2.1.1.2.1	Balayage de surface (106, 107, 123, 136, 137, 162).....	109
3.1.2.2.1.1.2.2	Capture de la forme de surface (156).....	111
3.1.2.2.1.2	Marqueurs artificiels.....	112
3.1.2.2.1.2.1	Armatures additionnelles servant de référence spatiale (20, 93-108).....	112
3.1.2.2.1.2.2	Arc Facial (112, 145, 176).....	115
3.1.2.2.1.2.3	Micro Vis d'ostéosynthèse insérées dans l'os (20, 22, 36, 187).....	117
3.2	LOGICIELS D'EXPLOITATION DES IMAGES POUR LA PLANIFICATION ASSISTEE PAR ORDINATEUR (60, 186, 189) ...	120
3.2.1	<i>Fonctions proposées pour la planification en 2D et en 3D</i>	<i>121</i>
3.2.1.1	Mesures	121
3.2.1.2	Choix des implants dans une base de données.....	122
3.2.1.3	Reconstruction en 3D	124
3.2.1.4	Positionnement tridimensionnel des implants	125
3.2.1.5	Visualisation des structures anatomiques	127
3.2.1.6	Évaluation de la densité osseuse.....	130
3.2.1.7	Outil de planification implantaire et prothétique anticipée.....	132
3.2.1.8	Outils supplémentaires	133
3.2.2	<i>Intérêts cliniques.....</i>	<i>136</i>
3.2.2.1	Aide à la réalisation de guides chirurgicaux.....	136
3.2.2.2	Aide à la visualisation cognitive en 3D du site opératoire.....	138
3.2.2.3	Simplification et rapidité de la planification	138
3.2.2.4	Augmentation de la précision de la planification.....	138
3.2.2.5	Outil pédagogique	138

4 TRANSFERT DE LA PLANIFICATION AU SITE OPERATOIRE..... 140

4.1	SYSTEMES PASSIFS DE NAVIGATION CHIRURGICALE.....	140
4.1.1	Étalonnage du système avant le début de l'intervention.....	140
4.1.1.1	Localisation spatiale du site opératoire et des instruments chirurgicaux.....	141
4.1.1.1.1	La position de la table opératoire.....	141
4.1.1.1.2	Repérage in-situ des marqueurs de position du patient.....	141
4.1.1.1.3	La position des Instruments.....	146
4.1.2	Localisation spatiale des marqueurs en temps réel pendant l'intervention.....	148
4.1.2.1	Les capteurs de surfaces.....	148
4.1.2.1.1	Technique de balayage laser des surfaces (106, 107, 123, 136, 137, 162).....	148
4.1.2.1.1.1	Principes.....	148
4.1.2.1.1.2	Utilisation.....	149
4.1.2.1.1.3	Résultats.....	149
4.1.2.1.2	Technique de palpation des surfaces (156).....	149
4.1.2.1.2.1	Principes.....	149
4.1.2.1.2.2	Résultats.....	150
4.1.2.2	Les marqueurs optoélectroniques (20, 44, 54, 56, 57, 69, 70, 71, 72, 73, 89, 91, 108, 136, 162, 170, 174, 176, 178).....	150
4.1.2.2.1	Principes.....	150
4.1.2.2.1.1	Marqueurs miroirs (57).....	150
4.1.2.2.1.2	Marqueurs émetteurs (20).....	151
4.1.2.2.2	Utilisation.....	153
4.1.2.2.3	Résultats (20, 44, 54, 70, 71, 72, 73, 89, 91, 136, 170, 174, 176).....	153
4.1.2.3	Les marqueurs magnétiques (21, 57, 67, 82, 105, 176).....	154
4.1.2.3.1	Principes.....	154
4.1.2.3.2	Utilisation.....	154
4.1.2.3.3	Résultats.....	154
4.1.2.4	Les marqueurs à ultrasons (54, 70).....	155
4.1.2.4.1	Principes.....	155
4.1.2.4.2	Utilisation.....	156
4.1.2.4.3	Résultats.....	156
4.1.2.5	Information sur la position des instruments.....	156
4.1.2.5.1	Affichage Visuel.....	157
4.1.2.5.1.1	Écran d'ordinateur.....	158
4.1.2.5.1.2	Lunettes de vision en 3D (55, 57, 58, 118, 167, 168, 173, 176).....	160
4.1.2.5.1.2.1	Les lunettes cognitives de Nonnon® (118).....	161
4.1.2.5.1.2.2	Le casque de réalité augmentée de SONY®.....	161
4.1.2.5.1.2.3	Le casque VARIOSCOPE® (172, 173).....	164
4.1.2.5.1.3	Ecran en « Overlay » (43).....	167
4.1.2.5.2	Affichage du futur (97, 141).....	168
4.1.2.5.3	Information Sonore (172, 173).....	169
4.1.2.5.4	Informations haptiques (146, 166).....	170
4.1.2.6	Les systèmes permettant la navigation (résultats et indications).....	171
4.1.2.6.1	Le système IGI® (Image Navigation Ltd. ©) (26, 28, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 83, 94, 116, 144, 178).....	171
4.1.2.6.2	Le système ROBODENT® (26, 108, 109, 130, 131, 132, 134, 148, 179).....	180
4.1.2.6.3	Le système VISIT® (20, 56, 57, 171, 172, 173, 175).....	186
4.1.2.6.4	Autres comparaisons (manuelles et systèmes semi-actifs).....	189
4.2	LES SYSTEMES ACTIFS (27, 33, 52, 69, 70, 74, 91, 92).....	194
-	Etude de Brief J. et Boesecke R. (27).....	195
-	Etude de Korb (91, 92).....	195

5 LES AVANTAGES - INCONVENIENTS – INDICATIONS EN FONCTION DES DIFFERENTS SYSTEMES D'ASSISTANCE INFORMATIQUE A LA CHIRURGIE BUCCO-MAXILLAIRE.....199

5.1	AVANTAGES ET INCONVENIENTS.....	199
5.2	INDICATIONS EN IMPLANTOLOGIE.....	201
5.3	INDICATIONS EN CHIRURGIE MAXILLOFACIALE.....	202
5.3.1	Implantologie bucco-maxillaire.....	202
5.3.2	Ostéotomies.....	202
5.3.3	Résection tumorale.....	202
5.3.4	Ablation de corps étranger (53).....	202
5.3.5	Arthroscopie et chirurgie de l'articulation temporo-mandibulaire micro-invasive (19).....	202
5.3.6	Echographie naviguée du cou et de la face.....	202
5.3.7	Chirurgie de la base du crâne (76).....	202

CONCLUSION.....203

ANNEXES.....205

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	205
----------------------------------	-----

TABLES DES ILLUSTRATIONS	223
<i>Figures</i> :	223
<i>Tableaux</i> :	226
GLOSSAIRE :	227
AUTORISATIONS :	229

INTRODUCTION

Dans la médecine buccale, il est une technique qui est réellement née voilà soixante-dix ans et qui a vu s'accomplir de nombreux progrès dans les trente dernières années: c'est l'implantologie orale. En effet, un rapide retour sur l'évolution des différentes techniques permet de mieux comprendre les besoins de réussite croissants dans cette technique de la chirurgie orale.

Les premières traces de tentative de remplacement des dents manquantes remontent très loin dans la préhistoire. Il fût retrouvé un crâne remontant à l'aire précolombienne avec une pierre en guise d'incisive latérale.

Dans l'ère historique, il fut retrouvé des preuves de remplacement des dents humaines par des dents animales dans des écrits égyptiens.

En 1565, Petronius utilisa une plaque en or pour obturer une fissure palatine.

Au 18ème et 19ème siècle, des anglais et des américains aux revenus extrêmement modestes vendaient leurs dents afin qu'elles soient réimplantées dans la bouche de gens plus riches. Les suites chirurgicales de ces allo transplantations étaient des ankyloses ou des résorptions radiculaires.

Maggiolo a ouvert tôt (1809), la voie implantaire en tentant d'implanter dans un site frais post-extractionnel un implant en or simplement disposé dans l'alvéole dont la gencive refermée ne laissait apparaître qu'une faible hauteur d'implant lui-même recouvert d'une dent en ivoire (68).

En 1887 Harris puis, en 1889 Derry, tentent de mettre en place des racines en plomb (51). En 1891, Gramin implante des dents en porcelaine fixées avec de la gutta percha. En 1926, Brill utilise du caoutchouc (51). En 1937, Muller implanta un bloc de platine recouvert de porcelaine ; Schneider implanta une racine d'ivoire renforcée par de l'or (65). Adams, Payne et Greenfield ont mis au point des dispositifs médicaux mis en place après forage de l'os: les fixtures ou implants (2). En 1939, Alvin et Strock mettent en place un implant réalisé en Vitallium vissé dans l'os (149). En 1943, Dahl (48) propose de ne plus forer l'os en apposant des implants sous le périoste; ils seront plus tard améliorés par Linkow. Scialom invente l'implant aiguille sous forme de trépied qui sera assez rapidement abandonné. Puis en 1967, Linkow apporte l'implant-lame qui sera utilisé jusque dans les années 80 (98-128).

Le concept le plus consensuellement utilisé de nos jours n'a été étudié qu'à partir des années 60 (premier implant titane posé sur l'homme en 1965) et les résultats parus dans l'année 1978. Ce sont bien sûr les Professeurs Branemark à Stockholm en Suède et Schroeder à Berne en Suisse qui sont à l'origine du concept de l'ostéointégration faisant suite au concept de la fibrointégration précédemment utilisé (25). Le concept réside dans l'utilisation du Titane «commerciallement pur»,

matériau particulièrement biocompatible; afin d'obtenir l'ostéointégration qui se définit par un contact direct, solide et durable entre les cellules osseuses et le métal.

Depuis l'adoption quasi unanime de ce concept d'ostéointégration, les résultats ont été nettement meilleurs qu'auparavant, avec des taux de succès à long terme dépassant les 90% mais restant encore liés à la dextérité et à l'expérience du chirurgien.

Puis au fur et à mesure des progrès et de la mise au point de plus en plus affinés des protocoles d'implantation, les contre-indications d'ordre anatomique s'amenuisent au profit de la réalisation quasi parfaite du projet prothétique en rapport avec des demandes esthétiques et fonctionnelles légitimes.

Pour preuve de la nécessité croissante de précision de l'acte chirurgical d'implantation, Tardieu montre en 2000 (157) que la différence entre une fixture facile à adapter à la prothèse et une fixture très difficile à utiliser dépend de seulement quelques degrés d'angulation et d'un défaut de centrage inférieur à 1 mm.

L'ostéointégration devenant maintenant un phénomène presque prédictible à 100%, la qualité d'intégration de l'implant dépend plus de la qualité de la réalisation prothétique, et de la qualité du site dans lequel est posé l'implant.

Il est donc légitime de s'interroger sur les moyens à utiliser pour rendre la pose d'un implant hautement prévisible et précise. Pour ce faire, la chirurgie assistée par ordinateur aura donc comme objectif d'aider le chirurgien pour la décision diagnostic, à la planification d'une procédure optimale en fonction de chaque cas et aussi à la réalisation d'un geste médico-chirurgical précis et le moins invasif possible.

Cette discipline en plein essor se situe à une zone charnière entre la chirurgie, l'informatique et la bio-ingénierie et rend donc maintenant accessible pour le chirurgien:

- d'analyser les documents radiographiques avec une précision qui ne cesse d'augmenter, et donc d'augmenter les marges de sécurité là où les images n'étaient pas suffisamment lisibles et donc d'améliorer le diagnostic.

- de bénéficier d'une assistance pendant la phase opératoire: la chirurgie assistée par ordinateur tend à se développer très rapidement depuis une dizaine d'années en rapport avec les progrès fulgurants de domaines tels que la robotique, la modélisation et localisation en 3 dimensions, ainsi que la réalité augmentée.

C'est ainsi que la chirurgie implantaire bucco-maxillaire bénéficie des progrès de la technologie. Ces progrès auront pour objectif de réduire l'invasivité, la durée, les suites postopératoires, les cicatrices engendrées par l'acte, d'améliorer la précision, le confort du patient et du chirurgien, et d'augmenter le nombre de cas et d'indications d'implantations grâce à l'augmentation, sans risque, des marges de sécurité.

L'objectif de cette thèse est de décrire et de faire le point sur la chirurgie implantaire assistée par ordinateur. Nous discuterons de prime abord des rappels indispensables sur les contraintes anatomiques, et sur l'ostéointégration; puis nous poursuivrons par les principes de la robotique médicale, la description des différents aspects de l'étape préopératoire, du transfert de la planification au site opératoire et enfin nous discuterons des résultats, des avantages et inconvénients en fonction des différentes indications, pour terminer sur l'avenir de la discipline et un tableau récapitulatif.

1 Rappels et définitions en Implantologie Orale

1.1 Rappels et risques anatomiques (63, 64)

L'établissement du plan de traitement en implantologie est conditionné par l'acquisition d'informations les plus précises possibles sur l'anatomie du patient. En effet, différentes techniques d'imagerie disponibles à notre panel diagnostique vont nous permettre de visualiser le site envisagé pour la pose d'un implant.

En fonction du site et du plan de traitement envisagé, les restrictions et risques anatomiques seront l'un des principaux facteurs pouvant contre-indiquer de façon définitive ou, de plus en plus souvent, momentanée la pose d'un implant.

Ainsi, il est important de faire un rappel des principales zones où les implants peuvent être posés, et surtout des structures dont l'intégrité physique peut être endommagée.

1.1.1 Obstacles anatomiques

1.1.1.1 Obstacles du massif facial supérieur

Le squelette crânien présente de nombreuses zones dans lesquelles des implants peuvent être positionnés.

Les os implantables sont: le maxillaire supérieur, les os zygomatiques, les apophyses ptérygoïdes de l'os sphénoïde, et le processus pyramidal de l'os palatin.

Il existe également d'autres zones dans lesquelles des implants peuvent être insérés telles que le corps du sphénoïde, les abords du méat auditif externe dans l'os temporal, l'arche supra-orbitaire de l'os frontal. Ces zones sont privilégiées en chirurgie maxillofaciale et ORL, en vue de réhabilitation après chirurgie résectrice tumorale afin de créer un moyen supplémentaire de rétention d'une prothèse ou épithèse de réhabilitation fonctionnelle et/ou esthétique.

Ces zones implantables comportent des éléments anatomiques qu'il est indispensable de protéger :

1.1.1.1.1 Canal naso-palatin ou incisif

Au niveau de la suture entre les 2 os maxillaires, et plus particulièrement entre la zone de

jonction des os maxillaires droit et gauche et de l'os prémaxillaire, se situe un canal appelé naso-palatin ou incisif. Il rejoint dans la partie supérieure le plancher des fosses nasales et dans la partie inférieure, la voute palatine (foramens incisifs).

Ce canal, qui peut être doublé, permet le passage intra-osseux d'un groupe vasculo-nerveux naso-palatin constitué de :

- le nerf naso-palatin ou incisif: il est chargé de l'innervation de la partie antérieure du palais muqueux et osseux. Les rameaux nerveux s'anastomosent en arrière avec les rameaux issus du nerf grand palatin d'origine postérieure.

Il est possible, lors du décollement d'un lambeau, de voir l'ostium du canal naso-palatin ou foramen incisif aboutir au sommet de la crête résiduelle édentée. L'implantation dans le canal lui-même aura des répercussions sur la stabilité de l'implant. Les dommages qui peuvent être causés au nerf sont une légère anesthésie ou dysesthésie momentanée, et n'ont pas d'incidence à long terme grâce à la suppléance par les rameaux du nerf grand palatin.

- l'artère et la veine naso-palatines: chargées de la vascularisation de la zone antérieure de la voute palatine osseuse et muqueuse. Leur atteinte par un décollement ou un forage peut éventuellement engendrer une légère hémorragie qui peut être jugulée grâce à des moyens simples d'hémostase. La vascularisation serait elle aussi suppléée grâce à des anastomoses d'origine postérieure grandes palatines.

1.1.1.1.2 Plancher des fosses nasales

Le plancher des fosses nasales est constitué par la suture au niveau médian des deux apophyses palatines de chaque os maxillaire. L'orifice piriforme est accessible par décollement de la muqueuse nasale à partir du lambeau vestibulaire buccal.

Le forage iatrogénique (souvent par excès de longueur de forage) qui atteindrait le plancher des fosses nasales aurait pour conséquence la lésion de la muqueuse nasale. Les risques alors encourus seront : une hémorragie nasale ou épistaxis, une inflammation de la muqueuse nasale potentiellement source de non-ostéointégration de l'apex de l'implant par colonisation septique de l'os péri-implantaire (phénomène identique à une péri-implantite buccale).

1.1.1.1.3 Le sinus maxillaire

Le sinus maxillaire est une des cavités appartenant au système sinusien. C'est une cavité

pneumatique para nasale. Cette cavité stérile aurait pour fonction les échanges caloriques entre le corps et l'extérieur : réchauffement de l'air avant la descente dans la trachée et les poumons, et refroidissement de la température corporelle. Pour se faire, elle est en communication avec les fosses nasales par l'ostium maxillaire.

Le sinus a un volume moyen de 12 cm^3 avec un minimum de 5 cm^3 et un maximum de 20 cm^3 (13). La cavité peut être cloisonnée par des travées osseuses. Il peut être intéressant de se servir de celles-ci pour la mise en place d'implants si l'épaisseur des travées le permet. Le volume sinusien augmentera dépendamment de l'âge, de l'édentement et bien sûr de l'individu.

1.1.1.1.3.1 Paroi antérolatérale ou jugale

Cette paroi est la voie d'accès chirurgicale la plus directe au sinus. La paroi osseuse séparant le sinus et le vestibule buccal est très fine mais permet malgré cela, le passage du pédicule alvéolaire supéroantérieur. Il est alors intéressant d'utiliser les nouvelles techniques de piezotomie afin de préserver l'intégrité de ce pédicule dont la lésion peut causer des hémorragies.

Le point anatomique majeur de cette paroi est le foramen infra-orbitaire situé environ 1cm en dessous du rebord infra-orbitaire. Il est situé dans l'alignement des foramens supra-, infra-orbitaires et mentonnier.

Cette face du sinus est également marquée par une saillie osseuse: le jugum canin; qui fait contraste avec les concavités osseuses adjacentes au niveau prémolaire et au niveau incisif. Il sera donc intéressant de se servir de l'assistance informatique pour avoir une visualisation en 3 dimensions.

1.1.1.1.3.2 Paroi postérolatérale ou infratemporale

Cette paroi est segmentée en 2 portions: la paroi antérolatérale et la paroi postérieure.

La paroi antérieure se situe sous l'arche zygomatique et forme avec celle-ci la fosse zygomatoc-maxillaire qui contient le corps adipeux de la joue (Boule de Bichat). Il est parfois nécessaire de décoller le périoste jusque dans cette zone afin d'aller surveiller l'insertion des implants zygomatiques.

La paroi postérieure correspond à la tubérosité maxillaire. Elle est au carrefour entre le sinus maxillaire, la fosse infra-temporale en arrière et en dehors, et la fosse ptérygo-palatine en arrière.

La tubérosité peut être une zone d'implantation difficile d'accès. Elle aura parfois la particularité d'être pneumatisée par un récessus postérieur du sinus maxillaire. Elle sert d'insertion aux muscles

ptérygoïdiens latéraux et médiaux. Elle est également la zone d'entrée dans l'os maxillaire des pédicules alvéolaires supéropostérieurs par le biais des forams alvéolaires supérieurs et postérieurs.

A la face interne de la paroi postérieure du sinus maxillaire, chemine le canal grand palatin avec son pédicule. Le forage intempestif pour un implant ptérygoïdien dans la zone sans une visualisation précise risque de léser l'artère palatine descendante et donc de créer une hémorragie difficile à juguler.

1.1.1.1.3.3 Paroi médiale

C'est la paroi sinusale la plus complexe, elle comprend l'orifice permettant la pneumatisation du sinus: le hiatus ou ostium maxillaire. L'implantation dans cette paroi est très rare, ainsi, nous ne détaillerons pas l'anatomie complexe de cette face sinusale.

1.1.1.1.3.4 Paroi supérieure

C'est le toit du sinus; il sépare la cavité orbitaire et le sinus maxillaire. La paroi est creusée de la gouttière puis du canal infra-orbitaire qui laissent cheminer le pédicule infra-orbitaire. Il est parfois nécessaire de vérifier la possibilité d'implanter une fixture dans cette paroi dans le cas de réhabilitation orbito-faciale.

1.1.1.1.3.5 Paroi inférieure ou plancher

C'est la zone la plus fréquemment observée pour vérifier la faisabilité du traitement implantaire. C'est une gouttière concave qui se situe au dessus et entre les apex dentaires. Elle s'allonge dans le sens postéroantérieur. L'épaisseur d'os entre les apex et le fond du sinus est d'environ 4mm en moyenne. Si les dents ont été avulsées, l'épaisseur peut alors se réduire de façon à ne laisser qu'une mince lame osseuse entre les muqueuses sinusiennes et buccales.

Il existe assez fréquemment des lames osseuses compartimentant le sinus; ces cloisons de refend prennent alors fondation dans le plancher du sinus. Ceci peut rendre l'implantation dans ces lames osseuses possible, mais entraîne une plus grande difficulté au décollement de la muqueuse sinusienne dans les cas de greffe osseuse par comblement sinusien.

Le processus palatin du maxillaire est assez épais dans le tiers antérieur et peut alors constituer une zone d'implantation privilégiée dans les indications d'ancrage osseux à visée orthopédique et orthodontique.

1.1.1.1.3.6 Les extensions sinusales

Les extensions sinusales sont augmentées à mesure que le patient vieillit et dans des cas de pneumatisation majeure. Ce développement est plus souvent rencontré chez des personnes ayant une respiration nasale très prioritaire par rapport à la respiration buccale.

La jonction entre la paroi médiale et la paroi antérolatérale forme le jugum canin (zone accueillant l'alvéole canine), et constitue l'angle principal entre la crête maxillaire postérieure et la crête antérieure. Cette zone de jonction peut dans quelques rares cas, être aérique.

Il est également très fréquent de rencontrer des prolongements dans le corps de l'os zygomatique.

1.1.1.1.4 La région zygomatique

1.1.1.1.4.1 La région zygomatique est constituée de 2 os: processus zygomatique du maxillaire et l'os zygomatique.

L'arche zygomatique ou processus zygomatique du maxillaire est une crête arrondie qui prend source en regard de la première molaire et s'effile progressivement vers le corps de l'os zygomatique.

L'os zygomatique a une forme triangulaire pyramidale dont le sommet médial est tronqué.

La base de la pyramide est convexe et située vers l'extérieur: elle forme la " pommette " .

L'os zygomatique laisse passage au pédicule temporo-zygomatique qui assure l'innervation sensitive et végétative de la pommette. Il est issu de la réunion du rameau orbitaire du nerf maxillaire (V2) et nerf lacrymal (V1). La protection de cet élément lors d'implantation zygomatique est importante.

1.1.1.1.4.2 Examen radiologique de l'os zygomatique

L'exploration radiologique conventionnelle de l'os zygomatique est difficile avec des clichés panoramiques. En effet, en fonction des appareils utilisés, le champ radiographié est différent et englobe plus ou moins les cavités orbitaires et sinusiennes. Il faudra préférer en radiologie conventionnelle l'incidence nez-front-plaque de "Blondeau" car elle permet de visualiser le processus zygomatique du maxillaire, l'os zygomatique et le volume du sinus sur la même image.

L'exploration scanner paraît être l'examen de référence pour l'étude implantaire zygomatique et en particulier les reconstructions en 3D grâce aux logiciels spécialisés.

1.1.1.1.4.3 Implant zygomatique

L'implant zygomatique est réservé à des indications précises:

- un édentement maxillaire associé à une résorption extrême des crêtes alvéolaires molaires avec une contre-indication de greffe sinusienne,
- une anatomie sinusale trop complexe pour pouvoir faire une greffe de comblement (cloisons de refend nombreuses ou de forme contre-indiquant la greffe),
- une association de l'implant zygomatique avec une implantation dans le secteur incisivo-canin permettant la réalisation d'un pont implanto-porté strict étant donné les contraintes mécaniques,
- une reconstruction post-traumatique ou post-tumorale dans la région maxillaire et sinusienne.

Le forage d'un implant zygomatique se fait donc de bas en haut, de dedans vers dehors selon un angle d'environ 45° et d'avant vers l'arrière légèrement (environ 10°). Il commence sur le rebord interne de la crête alvéolaire du maxillaire en regard de la première molaire puis se poursuit dans le processus zygomatique du maxillaire et traverse le corps du zygomatique pour se terminer avant la corticale supéro-externe du processus frontal du zygomatique [Cf. Fig. 1].

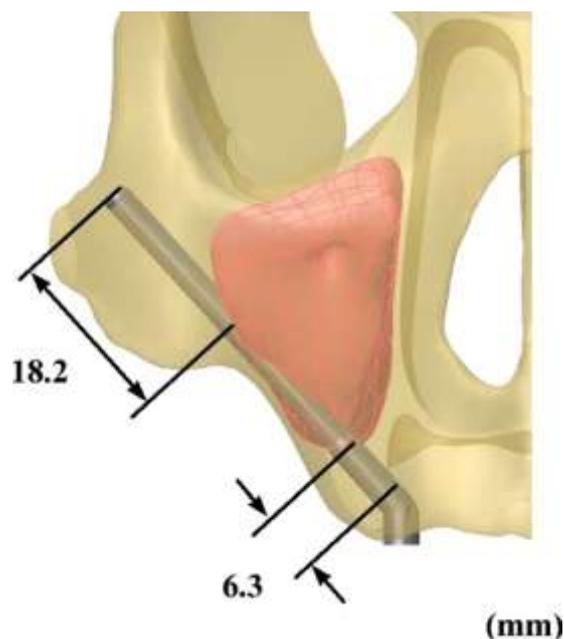


Figure 1: Implant zygomatique (163)

Les principaux risques liés à la pose d'un implant zygomatique sont:

- Perforation du plancher orbitaire dont les conséquences sont graves: atteinte du globe oculaire pouvant entraîner la cécité, atteinte des muscles oculo-moteurs et graisse péri-orbitaire causant des troubles de la vision. Tout ceci pouvant causer une exophtalmie par inflammation permanente ou temporaire, une endophtalmie si fuite de la graisse péri-orbitaire dans le sinus maxillaire par le puits de forage implantaire,
- Atteinte ou irritation du paquet vasculo-nerveux temporo-zygomatique entraînant des troubles de la vascularisation de la pommette et des troubles végétatifs de type larmoiement intempestif.
- Atteinte de la loge ptérygo-palato-tubérositaire dont nous verrons les conséquences dans le prochain paragraphe.

La réussite de pose d'un implant zygomatique reposera ainsi sur une analyse radiologique extrêmement précise, et nécessitera de se tenir très exactement à la planification lors du geste chirurgical, ce qui est possible grâce aux différents types d'assistance(s) par ordinateur.

1.1.1.1.5 La région ptérygo-palato-tubérositaire et son contenu

1.1.1.1.5.1 Anatomie

Cette région complexe appelée ptérygo-palato-tubérositaire est ceinte par ces trois os: la tubérosité du maxillaire, le processus ptérygoïde de l'os sphénoïde en arrière, et le processus pyramidal de l'os palatin.

L'interconnexion de ces trois os entre eux est très forte, en effet les sutures osseuses de type « synostoses » sont très cohérentes. Elle permet d'avoir un ancrage implantaire dans différentes densités osseuses du fait de l'imbrication de corticales denses et d'os médullaire moins dense.

1.1.1.1.5.2 Rapports anatomiques

Nous n'abordons que les rapports dont l'atteinte par un implant peut entraîner des complications :

- En arrière du processus ptérygoïde, se situe la fosse ptérygoïde, occupée par les muscles ptérygoïdiens. Un dommage localisé entraînera des troubles masticatoires et de la phonation (voile).
- Latéralement, on observe le principal élément anatomique: l'artère maxillaire et ses branches (17 exactement). Elle constitue le principal risque chirurgical de la région. Les principales

branches assurant la vascularisation de la région ptérygo-palato-tubérositaire sont : l'artère alvéolaire postéro-supérieure, l'artère palatine descendante, l'artère infra-orbitaire et l'artère sphéno-palatine.

- En haut de la fosse ptérygo-palatine, se situe le ganglion nerveux sphéno- ou ptérygo-palatin, qui est la zone de mixage des fibres issues des nerfs petit et grand palatin, du nerf du canal ptérygoïdien (innervation végétative de la région pétreuse du temporal).

Le nerf maxillaire reçoit également avant son entrée intra-crânienne, les rameaux alvéolaires postéro-supérieurs en charge de l'innervation de la zone tubéro-molo-prémolaire de l'os maxillaire.

1.1.1.1.5.3 Investigation radiologique

Le repérage radiologique préalable de cette région paraît indispensable étant donné la complexité anatomique. La radiographie conventionnelle n'est pas aisée.

Le cliché panoramique permet une appréciation initiale, mais insuffisante en ce qui concerne la forme exacte des volumes, elle ne donne aucune information sur la position du conduit grand palatin, source du risque anatomique vasculaire et nerveux.

La radiographie de choix semble, comme souvent, être l'examen scannographique.

1.1.1.1.5.4 Implant ptérygoïdien

L'examen endo-buccal de la région ptérygoïdienne en vue d'implantation ne révèle pas beaucoup d'indices en raison de la fibro-muqueuse épaisse recouvrant la tubérosité. Il est également malaisé de palper la face interne de la muqueuse palatine postérieure sans déclencher un réflexe nauséux malvenu.

La pose d'un implant ptérygoïdien consistera donc en un forage de bas en haut, légèrement de dedans en dehors et d'avant en arrière afin de forer dans la tubérosité maxillaire d'abord puis le processus pyramidal du palatin puis selon la taille de l'implant dans le processus ptérygoïde du sphénoïde.

Le risque inhérent à la pose d'un implant ptérygoïdien est principalement vasculaire; la déviation de l'axe de forage peut porter atteinte à l'intégrité de la cloison intersinuso-nasale en regard du conduit grand palatin, ce qui aurait comme conséquence la lésion du paquet vasculo-nerveux qui y chemine. La lésion de l'artère palatine descendante est grave, en effet, la stase d'une hémorragie d'origine artérielle dans une région si difficile d'accès paraît extrêmement complexe à obtenir. La lésion

nerveuse entraîne l'anesthésie du palais concomitante à la lésion du nerf grand palatin, qui est extrêmement préjudiciable d'un point de vue sensitif et sensoriel. En effet la valeur gustative du palais n'est pas primordiale mais la sensation d'écrasement des aliments par la langue sur le palais participe activement au sens gustatif.

Enfin la déviation d'axe implantaire dans la cloison intersinuso-nasale peut avoir les mêmes conséquences qu'un dépassement d'apex implantaire dans la région du bas-fond sinusien. Le risque de projection de l'implant dans le sinus étant encore plus augmenté.

La réussite de pose d'un implant ptérygoïdien sera dépendante de l'efficacité de l'analyse radiologique et une retranscription précise en peropératoire par un forage osseux immobile à travers les différentes densités et textures d'os traversé.

1.1.1.2 Obstacles à la Mandibule ou massif facial inférieur

La mandibule est un os impair, médian et symétrique. Il forme à lui seul le squelette facial inférieur. Il est aussi le seul os mobile du squelette facial, ce qui constituera comme nous le verrons plus tard certaines difficultés de positionnement et de repérage pour la pose d'implants. Cependant il procure une qualité et une quantité d'os très souvent suffisante pour l'implantation.

1.1.1.2.1 La branche montante ou Ramus

1.1.1.2.1.1 Anatomie

Le condyle mandibulaire qui représente l'extrémité la plus postérieure de la mandibule, correspond à l'interface articulaire: il vient s'articuler dans la fosse mandibulaire du temporal par l'intermédiaire d'un ménisque.

Le processus coronoïde est la zone d'insertion du muscle temporal. Il constitue l'extrémité la plus haute de la mandibule.

La branche montante proprement dite, est une zone importante, car elle constitue une zone d'insertion musculaire majeure. En effet, elle reçoit le muscle masséter – principal muscle de la mastication - sur toute sa face latérale, et le muscle ptérygoïdien médial sur sa face interne.

Il est à noter la présence sur sa face médiale d'une ouverture dans la corticale: c'est le point d'entrée du pédicule alvéolo-dentaire inférieur (PADI): le foramen mandibulaire; qui présente une éminence située juste en avant: la lingula.

1.1.1.2.1.2 Chirurgie de la branche montante

L'articulation temporo-mandibulaire présente des pathologies dont le traitement nécessite parfois une phase chirurgicale après l'échec des thérapeutiques plus simples. Il est parfois intéressant de recourir à une assistance informatique pour la chirurgie condylienne.

Il peut également arriver que des phénomènes tumoraux bénins ou malins se développent dans la branche montante. La réalisation de la chirurgie d'exérèse nécessite de bien faire la différence entre le tissu pathologique et le tissu sain, c'est alors que l'informatique peut être précieuse afin de réduire au strict minimum la résection et donc le délabrement.

La chirurgie orthognathique vise à réduire les troubles de la croissance lorsqu'ils ne sont pas traitables par de l'orthopédie dento-maxillo-faciale. Il sera primordial lors de cette chirurgie, de protéger le PADI. Dans les cas de déficience sévère de croissance de la mandibule, il pourra être pratiqué une distraction, c'est-à-dire une croissance forcée de l'os dans une direction prédéterminée.

Ces différents types de chirurgie sont des chirurgies invasives. Les principaux risques per-opératoires sont la lésion du paquet mandibulaire, la fracture spontanée de la mandibule, et nous verrons qu'il est possible de réduire les risques et inconvénients grâce à une aide informatique.

1.1.1.2.2 La région molaire

1.1.1.2.2.1 Le canal alvéolo-dentaire inférieur

Ce conduit chemine dans le corps de la mandibule depuis le foramen mandibulaire situé au centre du Ramus sur sa face médiale, jusqu'au foramen mentonnier, généralement situé au niveau des apex dentaires entre les deux prémolaires sur la face latérale. Le trajet intra-osseux délimitera virtuellement la région molaire.

1.1.1.2.2.2 Trajet intra-osseux du PADI

Lors de son trajet intra-osseux, le PADI prend une direction d'arrière en avant, de dedans vers dehors et légèrement de haut en bas. Il circule dans la partie médullaire du corps mandibulaire, mais est légèrement entouré d'une très mince couche plus ostéodensifiée que la médullaire, qui lui assure plus une séparation de sa trajectoire qu'une protection.

Les rapports du PADI avec les corticales linguale, vestibulaire et basale, changent en fonction du trajet intra-osseux. En effet, il prend source au contact très intime avec la face médiale de la branche montante, puis passe de façon presque centrée dans le sens frontal sous la dent de sagesse et la deuxième molaire, et enfin continue en direction de la corticale vestibulaire à partir de la première molaire jusqu'à sa sortie au niveau du foramen mentonnier.

1.1.1.2.2.3 Les lignes obliques externe et interne

1.1.1.2.2.3.1 La ligne oblique externe

Cette ligne est la réaction de l'os aux forces exercées par le muscle temporal sur la face latérale de la mandibule. Elle sert à transmettre les forces vers l'avant et le long de la mandibule. Elle sert également à l'insertion de fibres musculaires moins puissantes: le muscle buccinateur. C'est pourquoi elle est également nommée crête buccinatrice.

Cette Ligne Oblique Externe (LOE) est située sur la face latérale des dents molaires. Elle ne constitue pas directement une zone d'implantation car elle se trouve trop déportée sur le flan vestibulaire de la crête alvéolaire et est donc située en dehors de l'axe dentaire ou implantaire recevant les forces de mastication. Elle ne recevra donc pas directement d'implant.

Cependant, après la perte des dents, le procès alvéolaire va progressivement se résorber. La résorption se fera jusqu'à ce que la crête osseuse arrive au niveau de la LOE. Le problème majeur sera donc l'insertion directe du muscle buccinateur sur la crête muqueuse, rendant par là même celle-ci extrêmement mobile et flottante. Mais il faudra également se méfier dans un cas de résorption importante, lors du décollement, de l'artère et la veine faciales. Elles cheminent d'abord sous le bord basilaire de la mandibule puis passent latéralement au plus proche contact avec celle-ci juste en avant du muscle masséter. Il sera donc indispensable de pratiquer un décollement strictement sous-périosté afin de ne pas léser ces éléments vasculaires, ce qui aurait des conséquences catastrophiques voire létales.

1.1.1.2.2.3.2 La ligne oblique interne

De la même façon que la LOE, la Ligne Oblique Interne (LOI), constitue la ligne d'absorption des forces issues du processus coronoïde sur la face médiale de la mandibule. Elle est également la réaction à l'application des forces musculaires du muscle mylo-hyoïdien constituant le plancher buccal. Ce muscle permet la délimitation anatomique entre deux zones importantes: la loge

supra-mylo-hyoïdienne ou buccale et la loge infra-mylo-hyoïdienne ou sub-mandibulaire.

La mandibule décrit très souvent un décroché sur sa face linguale juste en dessous de la LOI. Si l'insertion d'un implant est trop profonde ou selon un mauvais axe, le risque sera d'atteindre des structures anatomiques logées dans ce décroché ou loge sub-mandibulaire.

En effet les rapports anatomiques avec la LOI sont nombreux :

♦ Loge supra-mylo-hyoïdienne:

- le nerf lingual: A son arrivée au niveau angulaire, il passe sous le muscle mylo-hyoïdien qui s'insère au niveau de la deuxième molaire. Il continuera alors en contact intime avec la corticale linguale du corps mandibulaire jusqu'au niveau de la deuxième prémolaire pour prendre son trajet lingual pur. Il aura pour fonction l'innervation sensitive et sensorielle de toute la langue mobile.

- Le canal sub-mandibulaire ou canal de Wharton

- La glande sublinguale, se trouve elle aussi juste sous la muqueuse sublinguale.

♦ Loge infra-mylo-hyoïdienne:

L'artère faciale et la glande sub-mandibulaire se situent juste sous le décroché lingual en postérieur.

Dans la même volonté de protéger ces structures, il sera indispensable de réaliser une analyse radiologique fine, et un transfert en bouche efficace, afin de s'assurer de la forme du décroché mandibulaire, et le cas échéant ne pas forer trop profondément et risquer d'atteindre ces structures. Cette assurance pourra être obtenue grâce à la précision informatique.

1.1.1.2.2.4 Chirurgie dans la région molaire

L'implantation dans le secteur molaire implique la connaissance de la hauteur d'os disponible afin de ne pas léser le PADI. Cette information peut être obtenue par l'étude simple d'un panoramique dentaire, mais semble dans bon nombre de cas insuffisante; d'où l'intérêt de réaliser un examen scanner pour obtenir toutes les informations utiles: hauteur d'os disponible entre le haut de la crête et le plafond du conduit alvéolo-dentaire inférieur et épaisseur de crête disponible. Il sera alors possible au chirurgien d'évaluer précisément la présence ou non d'un décroché mandibulaire au niveau de la LOI.

Dans le cas de résorptions importantes, ou bien dans un cas où le PADI serait situé dans une position défavorable à toute implantation, il est alors possible d'envisager le détournement du trajet du PADI, et de créer un détournement autour du puits implantaire. La localisation précise du PADI peut alors être assistée par l'informatique.

Les chirurgies d'exérèse des kystes d'origine dentaire peuvent parfois être précisées par l'assistance informatique pour une localisation précise et une chirurgie moins délabrante.

1.1.1.2.3 La région prémolaire

La région prémolaire est moins risquée en nombre d'éléments anatomiques présents dans la zone. En effet le foramen mentonnier constitue le principal élément à protéger.

1.1.1.2.3.1 Sur la face linguale

Il existe toujours des éléments à protéger:

- en infra-mylo-hyoïdien, il persiste des éléments collés contre la face linguale du corps mandibulaire: les paquets vasculo-nerveux sub-lingaux et mylo-hyoïdien. Leur lésion en cas de perforation de la corticale linguale peut entraîner une hémorragie.

- Il existe parfois des exostoses sur la face linguale du corps mandibulaire: les toris mandibulaires. Ces toris peuvent être gênants car ils peuvent fausser l'impression d'épaisseur du corps mandibulaire.

1.1.1.2.3.2 Sur la face vestibulaire

1.1.1.2.3.2.1 Emergence du PADI

C'est sur cette face qu'existe le principal élément à protéger: le foramen mentonnier. C'est dans ses environs que le PADI se divise en 2 branches:

- le pédicule mentonnier qui s'exteriorise au niveau du foramen mentonnier
- le pédicule incisif qui reste intra-osseux et prend en charge la vascularisation et l'innervation de la région incisive.

Le foramen mentonnier a une anatomie inconstante; en effet la morphologie et la position d'exteriorisations varient d'un patient à l'autre. Il sera donc intéressant de connaître l'organisation

du pédicule et du foramen mentonnier afin de pratiquer un geste d'implantation dont la précision sera améliorée par l'analyse précise radiologique, puis en bouche en cours de chirurgie. On peut aisément concevoir que l'assistance informatique sera une aide précieuse.

1.1.1.2.4 La région incisive

1.1.1.2.4.1 Anatomie

1.1.1.2.4.1.1 Face vestibulaire

La morphologie de la face vestibulaire est dépendante comme la face crestale de la présence ou non des dents, et en l'occurrence de l'ancienneté des extractions donc de l'état de résorption.

Lorsque les dents sont présentes, la forme générale de cette face en vue latérale est un " S "; c'est-à-dire que la partie supérieure est concave vers l'avant, et la partie inférieure est convexe vers l'avant. Si les dents ont été extraites et en fonction de l'ancienneté, le procès alvéolaire va alors fondre et prendre différentes formes: en lame de couteau ou très effilée si l'extraction est "récente", ou bien une résorption horizontale c'est-à-dire une "crête" plate si elle est ancienne.

1.1.1.2.4.1.2 Face crestale

La face crestale est de forme très variable en fonction de la denture.

Si les dents sont encore présentes, il se peut que la table externe soit malgré tout très fine voire même absente. Il n'est pas rare d'observer des fenestrations de l'os en vestibulaire des racines.

Si les dents ont été extraites, la résorption ira alors bon train:

- en forme de lame de couteau d'abord avec une résorption dans le sens vestibulo-lingual, donc un axe d'implantation dont l'apex sera très orienté vers l'avant.
- de forme aplanie ou juste une très légère crête, dans le cas d'une résorption ancienne.

1.1.1.2.4.2 Chirurgie de la région symphysaire

La région incisivo-canine est une région dont l'intérêt chirurgical est fréquent. En effet, elle est le siège de multiples indications d'interventions: extractions, chirurgies parodontales, implantations,

prélèvement de greffon, pose de greffon, distraction à visée pré-implantaire et chirurgie orthognathique (génioplastie)

Les implantations sont aisées car la structure osseuse de la symphyse est excellente; en effet, les corticales sont épaisses et souvent proches l'une de l'autre dans la région crestale, permettant un appui bi-cortical; l'os spongieux est bien dense. Cette qualité osseuse permet d'avoir un taux d'échec très faible pour cette région.

La distraction osseuse à visée pré-implantaire permettra de regagner de la hauteur d'os dans un secteur encastré. L'obtention d'un recouvrement gingival étanche lors d'une greffe d'apposition dans cette zone n'est pas toujours possible compte tenu des structures musculaires tractant sur le lambeau. Il sera alors préféré une distraction osseuse qui consiste à faire une ostéotomie segmentaire en forme de "U" encastré entre les dents adjacentes. Puis avec un système de vis sans fin, séparer progressivement les berges osseuses et ainsi créer une croissance osseuse forcée substituant l'espace provoqué, et ce jusqu'à obtenir la hauteur d'os nécessaire. Par cette croissance osseuse provoquée, la muqueuse va elle aussi s'allonger progressivement. Le temps chirurgical implantaire sera secondaire à la distraction et à la consolidation osseuse. Cette intervention et ces effets peuvent être planifiés avec les logiciels appropriés.

1.1.2 Bilan Osseux et Scanner

1.1.2.1 Volume osseux résiduel et résorption

Le maxillaire présente un os en quantité et qualité nettement inférieures à celui de la mandibule. Ceci est dû à l'origine membraneuse du maxillaire qui aura donc une résorption plus importante. Malgré sa qualité initiale d'os bien meilleure, la mandibule est elle aussi résorbée au fur et à mesure du temps.

Il est bien connu également que la fonction crée la forme et donc que lorsqu'il n'y a plus de fonction, la forme disparaît. Effectivement, c'est l'application des forces masticatoires par l'intermédiaire des dents sur l'os alvéolaire qui entraîne un phénomène équilibré d'apposition-résorption cellulaire et minérale. S'il n'y a plus application des forces, la stimulation de l'apposition osseuse sera en déséquilibre par rapport à la résorption. La conséquence sera la fonte progressive, inexorable et inéluctable de l'os ainsi que l'affaiblissement des structures musculaires masticatoires et les groupes musculaires responsables de la mimique. Ainsi le vieillissement sera aussi accéléré au niveau du reste du visage par affaissement.

Dans ces cas de résorption avancée, il y aura une diminution du maintien des lèvres supérieure et inférieure qui ne sera pas compatible avec un appareillage prenant appui dans le fond du vestibule. On aura également en conséquence une augmentation inesthétique de la longueur de la couronne clinique des dents prothétiques. Ce qui sera encore plus flagrant dans le cas d'un sourire gingival avant la perte des dernières dents.

Le problème de la résorption inesthétique dans le secteur antérieur maxillaire peut être compensé par une greffe osseuse pré implantaire. Ce moyen peut être utilisé dans l'idée d'atténuer voire faire disparaître certains plis peauciers disgracieux et rétablir une hauteur esthétique des étages faciaux.

Le bilan osseux est effectué, s'il est nécessaire de le rappeler, grâce à un examen radiologique approfondi: panoramique initial et parfois scanner afin d'évaluer pleinement le volume osseux disponible. (11) Seuls le scanner et la palpation complète permettent l'évaluation du volume osseux en 3D.

1.1.2.1.1 Critères d'évaluation

La résorption osseuse ne se fait pas dans la même direction à la mandibule et au maxillaire. En effet le maxillaire aura une résorption centripète et la mandibule une résorption centrifuge (142).

La résorption de l'os doit être étudiée dans les trois dimensions de l'espace :

- sens antéro-postérieur ou mésio-distal ou sagittal: c'est la distance entre les dents adjacentes si l'édentement est encastré ou bien sans limite si l'édentement est complet.

- sens supéro-inférieur ou corono-apical ou longitudinal: c'est la hauteur disponible entre la crête osseuse et l'obstacle anatomique voisin. La hauteur standard est d'environ 13mm. Misch (110) considère que la hauteur ne sera pas limitante si l'os est suffisamment dense.

- sens linguo ou palato-vestibulaire ou frontal: selon les avis, la largeur d'os doit être supérieure de 1 à 2mm par rapport à l'implant.

Il faut évoquer les étiologies des anomalies de volume et diamètre osseux: avulsions dentaires, anomalies congénitales (agénésies), maladies systémiques (ostéoporose, hyper et hypoparathyroïdie, diabète...), chirurgie tumorale et lésions traumatiques (avulsion traumatique avec fracture alvéolaire, trauma direct).

1.1.2.1.2 Classification de la résorption selon MISCH (110)

Le volume d'os est estimé en fonction de sa hauteur, largeur et longueur. L'intérêt de cette classification est la corrélation d'une situation pathologique à une proposition thérapeutique.

Situation pathologique :

- *Catégorie A*: os abondant: très favorable
- *Catégorie B*: os globalement suffisant: c'est le début de la résorption et en particulier d'une table externe.
- *Catégorie C*: os compromis dans un des sens (largeur-hauteur-longueur);
2 sous catégories:
 - Os compromis C-w: (width), déficience osseuse en largeur
 - Os compromis C-h: (height), continuité de résorption après C-w, et donc diminution de la hauteur.
- *Catégorie D*: os déficient: implique une fonte plus ou moins complète des procès alvéolaires donc une difficulté d'implanter initialement.

Proposition thérapeutique:

- *Catégorie A*: implantation directe
- *Catégorie B*: 3 possibilités par ordre de préférence :
 - implant de faible diamètre si les forces masticatoires ne sont pas trop élevées
 - ostéoplastie légère de la crête affinée afin d'obtenir à nouveau Cat. A.
 - greffe osseuse pour repasser en Cat. A
- *Catégories C et D*: greffe osseuse ou distraction crestale seront fortement recommandées.

1.1.2.1.3 Classification de la résorption selon Cawood et Howell (41, 42)

Cawood et Howell ont proposé une classification physiopathologique de la résorption alvéolaire divisée en 6 étapes successives (41, 42) [Cf. Fig. 2] :

- *Classe I*: crête dentée
- *Classe II*: crête post-extractionnelle
- *Classe III*: crête arrondie, largeur et hauteur suffisante

- *Classe IV*: crête en lame de couteau, largeur insuffisante, hauteur suffisante
- *Classe V*: crête plate, hauteur et largeur insuffisantes
- *Classe VI*: crête concave vers le haut, début de perte de l'os basal.

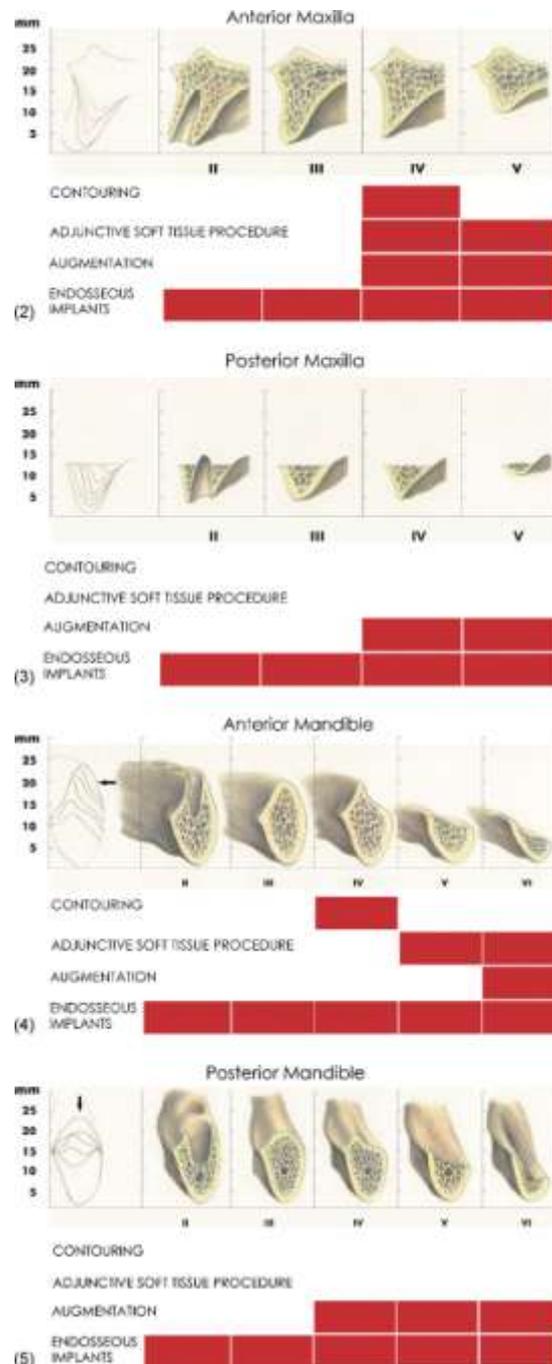


Figure 2: Schéma de la classification de Cawood et Howell (42)

1.1.2.2 Densité osseuse

La qualité de l'os est le premier critère à évaluer; la densité osseuse est un facteur primordial de réussite à long terme de l'implantation. La densité va influencer nos choix dans les principales étapes du traitement: le choix de la forme de l'implant, le protocole de forage, le schéma

occlusal et la mise en charge différée ou non.

1.1.2.2.1 Classifications

1.1.2.2.1.1 Linkow

Linkow est connu pour avoir inventé en 1970 les implants lames, mais il a également proposé une classification de la densité osseuse:

- *Classe I*: os trabéculaire homogène avec peu d'espaces lacunaires
- *Classe II*: os trabéculaire moins homogène avec plus d'espaces vides
- *Classe III*: espaces médullaires importants entre les trabéculations spongieuses.

Cette classification est basée sur la qualité de l'os spongieux mais ne reflète pas l'os cortical. Elle est donc peu adaptée à une utilisation pour les implants en forme de vis. En effet, avec ses implants lames, Linkow n'avait pas besoin de l'appui cortical mais uniquement spongieux; alors que les implants vissés s'appuient sur les corticales.

1.1.2.2.1.2 Classification de Lekholm et Zarb (119-160)

Ils décrivent 4 grands types de densité osseuse :

- *qualité 1*: os constitué principalement d'os compact homogène
- *qualité 2*: os compact épais cortical autour d'un os spongieux à trabéculations denses
- *qualité 3*: os cortical fin cernant un os spongieux à trabéculations denses
- *qualité 4*: os cortical fin cernant un os spongieux peu dense.

Le taux de succès implantaire va décroissant d'une qualité osseuse de type 1 vers la qualité de type 4.

1.1.2.2.1.3 Classification de Misch

Misch a également fait des travaux sur la densité de l'os en corrélation avec les formes de résorption. En 1988, il nous dévoile sa classification fondée sur les caractéristiques macroscopiques de l'os cortical et spongieux:

- *DI*: os cortical dense

- *D2*: os cortical en bonne quantité mais la crête est dense à poreuse, os spongieux dense
- *D3*: os cortical poreux et fin au niveau de la crête, os spongieux moyennement dense
- *D4*: os trabéculaire peu dense
- *D5*: os immature non minéralisé

1.1.2.2.2 Densitométrie

La densité osseuse ne peut pas être appréciée par la radiographie rétro-alvéolaire ou l'orthopantomogramme. Pour cause, l'os cortical est sur-imprimé sur l'os spongieux. L'évaluation sur le panoramique reste donc une pratique empirique et basée sur l'expérience du chirurgien, mais qui sera forcément moins précise que grâce au scanner.

Afin de déterminer correctement la densité osseuse du site implantable, il faut là aussi se référer au scanner. En effet, les images sont numériques, donc constituées de pixels. Chaque pixel correspond à une valeur de densité osseuse (unité HOUNSFIELD).

L'unité Hounsfield (HU) du nom de son auteur, est définie comme une transformation linéaire du rapport d'atténuation linéaire de la radiodensité d'un matériau par rapport à celui de l'eau distillée. L'eau distillée à pression et température standards est considérée comme ayant 0 HU, l'air est lui considéré comme ayant -1000 HU (183).

Le calcul s'effectue de la façon suivante: pour un matériau X avec un coefficient linéaire d'atténuation μ_X , l'équivalent en HU est donné par l'équation:

$$HU_X = ((\mu_X - \mu_{H_2O}) / (\mu_{H_2O} - \mu_{AIR})) \times 1000$$

dans laquelle μ_{H_2O} et μ_{AIR} , sont respectivement les coefficients d'atténuation linéaire de l'eau et de l'air en conditions de température et de pression standards.

On peut ainsi énumérer [Tableau 1], les différentes valeurs en HU de différents tissus:

SUBSTANCE	HU
Air	-1000
Graisse	-120
Eau	0
Muscle	+40
Produit de contraste	+130
Os	>400

Tableau 1: Tableau de valeur de différents tissus en unités Hounsfield (183).

Lors de sa classification de la densité, Misch a corrélié les catégories de densité avec les niveaux de densité osseuse en unité Hounsfield:

- $D1 \geq 1250$ HU
- $850 < D2 < 1250$
- $350 < D3 < 850$
- $150 < D4 < 350$
- $D5 < 150$.

Nous verrons plus loin dans notre démonstration, que l'évaluation de la densité osseuse à partir du scanner par le logiciel de planification et navigation est désormais disponible systématiquement.

1.1.2.2.3 Conséquences sur le traitement

La densité osseuse est un des principaux critères à évaluer pour connaître la faisabilité du traitement. En effet, c'est le paramètre primordial assurant une stabilité primaire de l'implant, mais aussi un critère non contrôlable par le praticien. L'influence de la densité sur le plan de traitement est majeure puisqu'elle aura un effet sur le choix de la taille de l'implant, son dessin, son état de surface, le nombre d'implants et leur mise en charge.

Ainsi, la faible densité de l'os nécessitera une diminution des forces appliquées par implant, donc la multiplication du nombre d'implant, le parallélisme le plus proche possible entre les forces masticatoires et l'axe implantaire, la diminution de la surface de mastication de la couronne supra-implantaire. Il sera également recommandé d'implanter des fixtures plus longues et plus larges, ainsi qu'un état de surface implantaire plus rugueux.

1.1.2.3 Tomodensitométrie

1.1.2.3.1 Historique en Implantologie Orale

La tomodensitométrie ou examen scanner a été inventé en 1972 par la société EMI Ltd en Angleterre par Godfrey Newbold et Hounsfield (150). La première application fût médicale: la visualisation du cerveau et non plus de la boîte crânienne sans réaliser de radiographie conventionnelle ni de chirurgie de trépanation.

L'application au domaine de la chirurgie implantaire ne se fit que dans les années 80, car il fallut attendre d'obtenir une finesse de coupe, un temps d'acquisition et un temps de reconstruction suffisamment faibles pour améliorer la qualité de l'image et donc pouvoir se servir d'une imagerie de haute résolution. Cependant, aux débuts, l'examen pré-implantaire n'utilise pas de logiciel spécifique; il est uniquement réalisé grâce à des acquisitions axiales (selon le plan palatin ou mandibulaire) et coronales. (11, 40).

Le problème posé par ces coupes, est qu'elles ne prennent pas en considération la morphologie en ellipse des maxillaires. A partir des années 90, les recherches vont aboutir à un progrès considérable: la création de logiciel de traitement des images scanner spécifiquement appliquées à l'étude des arcades maxillaires. Le plus reconnu est le protocole Dentascan: il permet l'acquisition des coupes axiales (plan palatin ou mandibulaire), des coupes coronales et sagittales recalculées par l'ordinateur permettant de voir une reconstruction du maxillaire en 2D. Il existe également le logiciel Scanorama.

1.1.2.3.2 Protocole SCANORAMA® (40, 120)

Le Scanorama ou Scanora est un appareil mis au point par une société finlandaise (Soderex); il associe un appareil à rayons X panoramique et un tomographe à balayage complexe. Il permet la réalisation de clichés panoramiques de haute qualité ainsi que de tomographies perpendiculaires à la courbure des maxillaires.

Le patient est en position assise pendant l'examen; qui dure de 20 minutes pour un secteur à 40 minutes pour un maxillaire complet. Le Scanora est moins sensible que le scanner aux artefacts métalliques; il est également moins dispendieux. La fiabilité est bonne des incisives aux premières molaires.

Les inconvénients sont un agrandissement de l'ordre de 1,3 à 1,7 (si cliché analogique), les doses

reçues par le patient importantes et mal placées (thyroïde, cristallin et hypophyse), précision inférieure au scanner, position des coupes moins précise, incompatibilité avec les logiciels de planification et navigation chirurgicale.

Cet appareil semble être de bonne rigueur et fiabilité mais il est obsolète en regard des images obtenues par les scanners.

1.1.2.3.3 Protocole DENTASCAN®

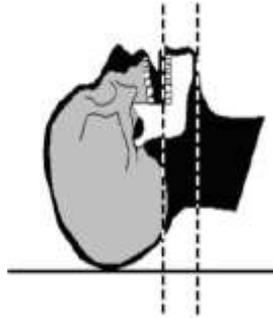
Il est actuellement universellement reconnu que la tomodensitométrie axiale est l'examen de prédilection pour établir le plan de traitement implantaire (11, 12, 40, 120, 160). Les images obtenues par le scanner sont analysées par un logiciel de traitement des images spécifiquement maxillaires. Ce logiciel va procurer au chirurgien un ensemble d'images qui vont permettre l'indication préopératoire et le mener vers une stratégie implantaire adaptée à chaque cas.

Le logiciel Dentascan a été mis au point à la fin des années 80 par Rothman et Coll. (140). Il est aujourd'hui commercialisé par la société General Electric (Milwaukee, Wisconsin). Ce logiciel est tellement utilisé et reconnu que son nom est devenu générique pour les autres logiciels des autres compagnies.

La procédure pour la réalisation de l'examen Dentascan est la suivante:

- Patient allongé sur le dos, et la tête immobile dans une têtère.
- Réalisation d'un premier cliché de profil du crâne ou scout-view. Ce cliché permettra d'orienter et de repérer les coupes axiales sur le patient [Cf. Fig. 3]. Les coupes axiales dans le plan mandibulaire et palatin sont programmées à partir de cette scout-view. Le patient est positionné selon une disposition précise en fonction de l'arcade à scanner:

- Décubitus dorsal en extension pour la mandibule:



- Décubitus dorsal simple pour le maxillaire:

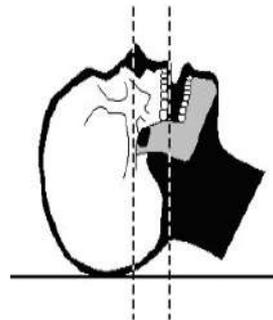


Figure 3: Rapport du plan occlusal maxillaire ou mandibulaire par rapport à la scout-view

- Définition des conditions d'acquisition (finesse de coupe, tension, intensité...)
- Le logiciel pilote alors le scanner automatiquement.

L'ensemble de cette procédure nécessite environ 5 minutes.

Les images obtenues sont des reconstructions en 2 dimensions: des coupes frontales ou panoramiques, et sagittales obliques.

Il sera donc possible d'analyser:

- un cliché axial de référence sur lequel seront disposées et numérotées les reconstructions coronales, avec l'épaisseur de coupe,
- des reconstructions curvilignes panoramiques suivant la concavité mandibulaire et maxillaire,
- des reconstructions coronales obliques numérotées de la droite vers la gauche.

Les clichés obtenus par le Dentascan sont numérisées, en grandeur réelle et d'une grande netteté; il sera donc possible de réaliser une étude fiable et performante du cadre osseux disponible en taille réelle, et donc des mesures directes sur le film ou bien par apposition d'un calque; il permet également une étude de la texture osseuse: épaisseur réelle de la corticale, qualité de l'os spongieux;

un repérage des éléments anatomiques.

Cependant, le logiciel Dentascan ne permet pas le transfert de la planification au site implantaire; ce transfert est réalisé grâce à d'autres logiciels qui assurent un traitement d'image et une planification du plan de traitement implantaire. Pour ce faire, il est nécessaire que l'ensemble des clichés obtenus par le Dentascan soit transmis au praticien chargé de la planification sous forme numérique; le format numérique actuellement utilisé est DICOM (Digital Imaging and COmmunications in Medicine, « imagerie et communication numériques en médecine ») qui est un standard de communication et d'archivage en imagerie médicale (10, 181). Ainsi, le praticien planificateur pourra utiliser son logiciel de traitement de données d'imagerie. Nous verrons dans la troisième partie les possibilités de traitement de ces logiciels.

Il est important de rappeler que le Dentascan procure des coupes axiales, dont l'orientation se fait de bas en haut.

Le cliché Dentascan constitue une pièce médico-légale sur laquelle il est interdit de porter une modification, annotation ou autre.

1.2 Ostéointégration

1.2.1 Rappels et définitions

1.2.1.1 Définition de l'ostéointégration

Depuis le début des temps historiques, la perte des dents a toujours constitué un handicap. La perte des dents est un phénomène très souvent irréversible (sauf dans les cas d'expulsion), qui aura une influence sur l'ensemble de la santé du patient. En effet, la mastication est moins efficace, l'alimentation changée, la souffrance causée, la perte du caractère esthétique ont toujours fait partie des troubles qu'on savait mal soigner. Depuis des milliers d'années, les populations ont tenté de remplacer les dents manquantes. Avec des moyens empiriques, la science a petit à petit fait des progrès, jusqu'à l'aube du 20^{ème} siècle. C'est alors que les choses se sont accélérées. Les tentatives furent souvent infructueuses, instables dans le temps ou bien encore non supportées par le patient lui-même. Mais à force de persévérance et de réflexion, des travaux donnèrent enfin satisfaction.

C'est dans son laboratoire de Göteborg en Suède, dans les années 70 que Brånemark a fait des travaux sur l'intégration du titane dans les tissus. Il propose en effet une solution qui paraît simple: un implant en titane de forme cylindrique muni d'un pas de vis, fixé dans l'os après forage d'un puits implantaire.

La réaction attendue de l'hôte est la création par l'os d'une jonction intime sur la vis en titane. La réaction d'encapsulation fibreuse du corps étranger est à éviter, afin de pérenniser la jonction.

Ainsi en 1977, Brånemark utilise pour la première fois le terme d'ostéointégration (24). Il la définit alors comme l'incorporation intime, solide et durable du titane aux tissus du patient; c'est une forme d'articulation ankylosée. Dans cette première définition de l'intégration implantaire, il ne décrivait pas encore la muco-intégration par la création d'un sillon péri-implantaire limité par un épithélium (96).

En 1986, un des élèves-assistants de Brånemark, Albrektsson et Coll. (4) définissent les critères sévères nécessaires à l'obtention de l'ostéointégration. Ils seront ensuite réévalués en 1997 (29) et réduits au nombre de trois:

- forage non iatrogène (pas d'échauffement de l'os)
- bonne stabilité primaire
- et une mise en charge différée.

C'est Buser qui remît à jour ces critères en 1997, mais ils sont à nouveau discutables quant à la mise

en charge différée ou immédiate (158).

1.2.1.2 Le succès en implantologie (4, 49, 188)

Le succès en implantologie est un élément qui dépend de critères multiples:

- Absence de mobilité de l'implant.
- Absence de zone radio-claire autour de l'implant.
- La résorption péri-implantaire annuelle ne doit pas dépasser 0,2 mm après la première année.
- L'implant doit être sain: pas de signes et/ou symptômes chroniques ou irréversibles comme des douleurs, inflammation, infections ou pathologie nerveuse associées.

1.2.1.3 Échec

L'échec est simplement la contradiction du succès. Il est alors normal qu'un échec soit un implant ne remplissant pas les critères du succès.

Les échecs apparaissent souvent rapidement après la pose de l'implant: soit avant la mise en charge par rejet spontané ou absence d'ostéointégration; soit pendant la mise en charge, on constate souvent une mobilité dans les 6 premiers mois (7).

Pour juger de la mobilité d'un implant dans un cas d'échec, il sera indispensable de déposer la couronne, et ainsi de vérifier l'immobilité ainsi que le son mat obtenu à la percussion normale (16). On peut également considérer que l'émergence disgracieuse ou un axe inadapté, la non-exploitation d'un implant par erreur de position, sont des échecs.

Il est également certains échecs qui dépendent de la compréhension même entre le patient et son chirurgien, le traitement ne répondant pas à la demande ou bien ne correspondant pas à l'idée que se faisait le patient.

La notion d'échec esthétique est cependant difficile à évaluer. Elle repose sur des critères très subjectifs qui diffèrent d'une personne à l'autre, et en particulier du patient au praticien. Aussi, certains praticiens ne seront jamais satisfaits de leur travail, considérant n'avoir pas obtenu un résultat naturel, mais ce même résultat pourra tout à fait satisfaire le patient. Il revient donc au patient de décider s'il y a échec ou succès esthétique de son implant.

1.2.2 Les complications per-opératoires et risques d'échec de l'ostéointégration

1.2.2.1 Perforations:

1.2.2.1.1 Perforations sinusales et nasales

Le risque de perforer le plancher sinusal est présent lors d'un forage implantaire visant au remplacement d'une dent antrale. Les dents antrales sont par ordre de fréquence de contact apical avec le sinus (90):

- la deuxième prémolaire maxillaire
- la première molaire maxillaire
- la deuxième molaire maxillaire
- la première prémolaire
- la dent de sagesse maxillaire
- les canines incluses et autre masse odontoïde.

La perforation du plancher sinusal peut être causée par un forage trop profond qui atteindra soit le plancher sinusal par mauvais calcul de la hauteur d'os disponible ou bien une procidence sinusienne qui aurait été mal interprétées à l'examen radiologique.

Le risque encouru lors d'une perforation sinusienne est la lésion de la membrane de Schneider qui tapisse le sinus. Le non respect de son intégrité pourra causer un risque infectieux de type principalement aspergillaire qui aura pour conséquence une perte osseuse supplémentaire (62).

Il existe également un risque de projection intra-sinusienne de la fixture, nécessitant de pratiquer une recherche de celle-ci afin d'éviter tout risque de sinusite chronique.

Le risque de perforer le plancher des fosses nasales est rencontré lors du forage au niveau du maxillaire antérieur. Les dents en rapport avec la paroi inférieure de l'orifice piriforme sont les quatre incisives centrales et latérales, ainsi que les deux canines. Le risque principalement constaté est également infectieux.

M. Bert montre que le décollement délicat de la membrane sinusienne ou nasale, peut être une solution pour implanter une fixture plus longue dans les cas de résorption extrême; afin d'obtenir une ossification péri-apicale sous périostée; sans toutefois écarter le risque de projection sinusienne (16).

1.2.2.1.2 Perforation d'une des corticales

La perforation d'une corticale attenante à la zone implantaire peut être causée par une mauvaise appréciation de la hauteur d'os disponible dans le sens corono-apical, de largeur d'os disponible, et dans le sens antéro-postérieur. Le risque de perforation est présent dans toutes les zones implantables; telles que la crête alvéolaire maxillaire, les abords de la région ptérygoïdienne, les abords de la région zygomatique, la crête alvéolaire mandibulaire et la corticale basale mandibulaire.

Un risque supplémentaire à la mandibule semble être utile à préciser. Lors d'une résorption sévère de l'ensemble de la mandibule, l'implantation dans la zone para-symphysaire est une solution de choix pour augmenter la rétention et la stabilisation d'une prothèse. Cependant la fragilisation de la continuité basale mandibulaire par l'effraction de la corticale basale peut faire craindre à une fracture spontanée de la mandibule durant la période de consolidation osseuse et par traumatisme tout le reste de la durée de vie des implants (16, 161).

Nous avons décrit les risques encourus en cas de perforation d'une corticale en rapport avec un élément anatomique noble dans la partie sur les obstacles anatomiques maxillaires et mandibulaires. Il paraît alors intéressant de prévenir ces risques par l'utilisation d'un système permettant la limitation de profondeur du forage et le respect de l'axe planifié en préopératoire en gardant comme objectif une exploitation optimale des dimensions osseuses disponibles.

1.2.2.2 Exposition d'une portion de l'implant

L'exposition d'un implant lors du forage est un incident per-opératoire aux répercussions multiples. L'exposition a souvent comme siège une table interne ou externe du site implantaire. La mise en évidence d'une telle exposition ne sera possible en peropératoire que si la chirurgie est faite sous lambeau muco-périosté. L'exposition sera alors objectivée par une apparition de spire(s) de l'implant à la surface osseuse. Les conséquences d'un tel incident sont :

- un risque de saignement et de douleur postopératoire par lésion du périoste si la chirurgie a été faite sans décollement de lambeau,
- une récession osseuse et gingivale aux conséquences multiples tant au niveau fonctionnel (diminution de la stabilité primaire) qu'esthétique.

Les expositions d'une portion implantaire peuvent être différenciées en 2 types:

1.2.2.2.1 Fenestrations

Une fenestration est une atteinte de l'intégrité de la corticale par l'implant au niveau d'une table alvéolaire interne ou externe dont la forme est légèrement concave avec conservation d'une portion osseuse cervicale. La table externe est plus souvent victime de fenestrations. Il se produit donc une exposition de spire(s) implantaire(s) sur une portion plus ou moins importante de la hauteur implantaire.

On observe des fenestrations dans les cas d'erreur axiale du forage et dans les cas d'implant d'une largeur trop importante par rapport à la crête.

Le risque attendu est une hémorragie sous-périostée souvent douloureuse et une diminution de la stabilité implantaire.

1.2.2.2.2 Déhiscences

Une déhiscence est une atteinte de la portion osseuse cervicale de l'implant. En effet il n'est pas rare lors du passage des derniers forets de ne laisser qu'une fine pellicule osseuse cervicale; qui lors de l'insertion de l'implant va se fracturer plus ou moins; laissant la portion cervicale de l'implant nue.

Il est fréquent d'observer cette situation dans les cas d'extraction-implantation immédiate, qui laissent à disposition des tables alvéolaires très fines.

Les répercussions des déhiscences sont des récessions osseuses et gingivales, ou bien la création d'une jonction gingivale par un épithélium long de jonction. La gestion de l'esthétique péri-implantaire en sera fortement compliquée.

La gestion préopératoire de tels risques de fenestration et déhiscence, sera facilitée par l'utilisation de l'imagerie numérisée haute définition (épaisseur de table post-extractionnelle souvent inférieure au millimètre) grâce à des épaisseurs de coupe scanner inférieure au millimètre, rendant ainsi l'épaisseur de la table réellement appréciable.

La gestion et l'anticipation peropératoire de ces risques paraît difficile sans décollement de lambeau en méthode manuelle, sera-t-elle plus aisée grâce à une méthode assistée?

1.2.2.3 Fractures osseuses (126, 161)

Il est rare mais pas impossible lors du forage du fut implantaire, de fracturer une table osseuse. Le problème inhérent sera le risque de séquestration et de nécrose du fragment laissé en place et donc des complications secondaires à cette nécrose, telles qu'une péri-implantite et échec d'ostéointégration.

Il arrive également que la solidité d'une mandibule très résorbée soit mise à l'épreuve par une mise charge immédiate ou retardée et donc une application de forces musculaires plus efficace. Il est décrit quelques cas de fractures mandibulaires suite à une implantation dans des mandibules sévèrement résorbées (161).

La prévention de tels risques de fracture semble primordiale lors des cas de mandibule très résorbée. Il conviendra alors de pratiquer une étude minutieuse des examens radiographiques et une chirurgie la plus douce possible. Le serrage de l'implant lors de sa mise en place finale semble être une étape critique, du fait de la forte corticalisation de l'os résorbé qui sera ainsi plus cassant et sur lequel une pression de serrage trop forte diminuera la qualité de l'ostéointégration (126).

L'obtention de ces différentes précautions pré et peropératoire semble possible grâce à une assistance informatique précieuse.

1.2.2.4 Instabilité Primaire

1.2.2.4.1 Problèmes de rétention osseuse

L'opérateur réalise un contrôle, juste après le vissage de l'implant, de la stabilité primaire de l'implant. Il doit être parfaitement immobile.

Dans le cas contraire, la suite inéluctable sera la fibro-intégration de la fixture (126). C'était le résultat obtenu avant l'adoption du concept d'ostéo-intégration. C'est la création d'une attache fibreuse par des fibres péri-implantaires entre la surface de l'implant et l'os du puits implantaire.

Le risque à plus ou moins long terme sera l'incapacité par l'implant à remplir une fonction mécanique efficace, il sera perpétuellement mobile et progressivement expulsé. Le signe objectivant cette mobilité sera l'« absorption » sonore de la percussion d'un instrument sur la structure

implantaire. Le son normalement attendu lors d'une bonne ostéointégration est bien « mat ou clair ».

La qualité de la rétention osseuse primaire est dépendante de la densité osseuse. Si l'os présente une bonne densité, alors le blocage primaire sera correct; sans aller jusqu'à l'extrémité d'une compression osseuse néfaste pour l'os.

Si l'os n'est pas très dense, alors la difficulté résidera à trouver une zone où les trabéculations seront de meilleure qualité. Il paraît encore une fois évident que l'étude préopératoire de la densité est primordiale.

Dans le cas d'extraction-implantation immédiate, il peut également être difficile de trouver une bonne stabilité primaire.

Une autre aide sera bientôt à la disposition du chirurgien afin d'évaluer directement la densité osseuse. Il existe des moteurs implantaires qui calculent directement la densité osseuse grâce à la résistance appliquée par l'os pendant le forage et l'insertion mécanique de l'implant.

Il devient aussi possible de mesurer la stabilité primaire par mesure de radiofréquence. Le chirurgien pose sur l'implant un dispositif qui envoie des ondes RF, elles-mêmes recaptées par ce dispositif. Il est alors possible de corréliser l'intensité des ondes retransmises avec le degré de stabilité et donc la densité osseuse (143).

1.2.2.4.2 Problèmes de diamètre implantaire

Les indications des implants de large diamètre tendent à augmenter. Ils paraissent de plus en plus fréquemment utilisés pour le remplacement d'une molaire grâce aux bonnes caractéristiques mécaniques. Ils sont également utilisés dans les cas de stabilité primaire insuffisante, par l'augmentation du diamètre implantaire en gardant le même diamètre de forage.

Cependant, le taux d'échec de ces implants semble supérieur par rapport aux implants standards. En effet, Pourdieu et Renouard mettent en évidence en 2003 (122, 124), que ces implants entraînent un plus fort taux d'alvéolyse. Ils pensent que l'utilisation de forêts de plus gros diamètre entraîne un plus grand stress osseux.

Une mauvaise interface os-implant lors de la pose est parfois synonyme de fibro-intégration (126). Le manque de précision de forage risque donc d'entraîner une fibro-intégration. Il semblera intéressant que la séquence de forage soit réalisée par un système programmé et automatique, afin

d'assurer la parfaite adaptation de l'implant à son logement et donc une meilleure ostéointégration.

1.2.2.4.3 Problèmes de longueur implantaire

La longueur de l'implant était également un des critères qui participa à la pérennité de l'implant. En effet, il était plus à même de supporter des forces masticatrices de diverses directions grâce à un rapport longueur implant/ couronne clinique plus favorable. Cela n'est désormais plus vrai grâce aux nouveaux états de surface, dessins et structures implantaire permettant l'utilisation d'implants courts.

L'utilisation des implants de faible longueur semble également entrainer un surplus d'échec par rapport aux implants standards. Les implants de longueur inférieure ou égale à 7 mm semblent donner les plus mauvais résultats (122). L'indication de ces implants courts est principalement retenue pour éviter les éléments anatomiques voisins tels que le sinus maxillaire et le PADI. Leur utilisation majoritaire se fait aussi lors d'une résorption avancée.

La disposition d'un implant assez long semble donc la plus pérenne. Pour ce faire, l'utilisation d'un système de visualisation en 3D du scanner et le transfert précis du plan de traitement au site implantaire aidera le chirurgien à optimiser le pronostic implantaire en assurant une longueur et une localisation adaptée aux contraintes que l'implant sera destiné à recevoir.

1.2.2.5 Distance inter-implants

La distance séparant 2 implants est également un critère influant la qualité de l'ostéointégration, la qualité de la répartition des forces occlusales et la qualité du résultat esthétique. En effet, cette proximité doit être limitée à 3mm afin de réduire les risques :

- de mauvaise ostéo-intégration, (32),
- de fracture de l'infrastructure implantaire par mauvaise distribution des forces masticatoires (190, 191),
- de création de poche péri-implantaire par déficience hygiénique dans une zone très restreinte (32-191),
- de trop faible distance entre les piliers perturbant la réalisation de l'infrastructure du bridge (5),
- d'alvéolyse du septum inter-implant, entrainant une fonte de la papille et donc un mauvais résultat esthétique.

Tous ces désavantages dus à la proximité implantaire peuvent être réduits voire évités par une planification optimale et un transfert de la planification le plus précis possible. L'assistance informatique est capable d'améliorer la précision du transfert.

1.2.2.6 Forages Iatrogéniques

1.2.2.6.1 Échauffement de l'os

La préparation du puits de forage peut influencer sur la cicatrisation. En effet, le forage et le vissage de l'implant induiront systématiquement une lésion de l'os entraînant une nécrose superficielle, conséquence du traumatisme osseux (14, 16).

La cicatrisation dépend de l'importance de la nécrose et du degré de vascularisation de l'os périphérique à l'implant. La vascularisation n'étant pas évaluable et modifiable par le chirurgien, il importe alors de rassembler toutes les conditions idéales de forage afin de diminuer l'épaisseur de la zone nécrotique en contact avec l'implant.

L'échauffement de l'os constitue un des facteurs de nécrose principal. En effet l'os ne supportera pas plus qu'une chaleur critique de 47°C pendant une minute. Il est indispensable de garder à l'esprit que la rémanence thermique de l'os est importante, c'est-à-dire qu'il évacue lentement les calories issues de l'échauffement.

Il est donc important d'adapter la séquence de forage en fonction de la densité osseuse observée et du diamètre implantaire voulu.

En effet, les forets utilisés doivent garder un pouvoir sécant suffisant afin de retirer un volume d'os le plus faible possible à chaque rotation, excluant ainsi le risque de surchauffe par bourrage.

Le volume d'os sectionné à chaque rotation sera dépendant du foret et de la densité de l'os: plus l'os sera dense, plus la quantité d'os forée sera importante.

Il est également utile de faire attention à la vitesse de rotation en fonction de l'avancement de la séquence de forage. En effet, à vitesse de rotation égale, plus le diamètre du foret augmente, plus sa vitesse linéaire sera élevée, et donc le risque d'échauffement augmenté. Il conviendra alors de diminuer la vitesse de rotation du foret avec l'augmentation de son diamètre.

Il peut également être utilisé du sérum physiologique réfrigéré pour l'irrigation, un contrôle de la traçabilité et de l'usure des forets, voire même des forets à usage unique et de réaliser des allers-

retours afin de se prémunir d'une surchauffe osseuse et permettre de faire remonter les débris de coupe.

Dans tous les cas, il sera indispensable de respecter la séquence de forage.

La limitation de l'échauffement de l'os permet donc une meilleure ostéointégration. Afin de réaliser une séquence sécurisée de forage, l'automatisation du réglage de la vitesse de rotation en fonction de la densité et du diamètre de foret, serait une aide précieuse à l'amélioration des conditions de forage.

1.2.2.6.2 Compression osseuse par l'implant

La compression excessive de l'os lors de l'insertion de l'implant entraîne des conséquences similaires à l'échauffement excessif de l'os c'est-à-dire la création d'une zone nécrotique péri-implantaire mais les facteurs causant cette nécrose sont différents. En effet, le vissage de l'implant entraîne un écrasement vasculaire immédiat et une compression des faisceaux des fibres collagéniques (16).

Les conséquences directes sont:

- une ischémie locale péri-implantaire due à la compression vasculaire, impliquant la mort des cellules les plus proches de l'implant,
- un écrasement des faisceaux collagéniques formant normalement le maillage directeur de la néoformation osseuse.

Il sera donc indispensable de s'assurer d'une insertion en douceur de l'implant, permettant aussi une diminution des facteurs d'échec de l'ostéointégration.

1.2.2.7 Risques Septiques

L'hygiène et l'asepsie en chirurgie sont des facteurs primordiaux de la réussite du traitement. En effet, la contamination par des bactéries aura pour conséquence une réponse de l'hôte. L'attaque bactérienne produit des facteurs agressifs appelés facteurs exogènes, ayant la capacité d'engendrer une réaction immunitaire de l'hôte, qui produira alors des substances en réponse à cette attaque: les facteurs endogènes (14).

L'attaque par les facteurs exogènes aura une conséquence sur les différents tissus et également sur la cicatrisation. Mais la réponse défensive de l'hôte aura aussi des conséquences sur la cicatrisation (113).

La principale conséquence des attaques bipartites sera la création de médiateurs de l'inflammation. Cette inflammation engendrera alors une résorption osseuse péri-implantaire.

Le risque d'infection postopératoire sera dépendant de l'état des défenses du patient (nécessité d'un bilan pré-implantaire adapté), dépendant de l'invasivité de l'intervention et de sa durée. Il sera donc indispensable de chercher à diminuer l'invasivité et la durée de l'intervention, seuls facteurs dépendants du chirurgien, afin de réduire le risque d'infection postopératoire et donc potentiellement d'échec. Pour ce faire, l'utilisation de procédés assistés par ordinateur peut permettre la réduction du choc opératoire du au temps et à l'invasivité.

2 La robotique médicale: grands principes

2.1 Définitions et historique

2.1.1 Historique de la robotique

Un robot est considéré comme un dispositif mécanique assurant l'accomplissement de tâches pénibles ou dangereuses pour l'homme.

L'origine des robots remonte à l'antiquité avec en particulier la mythologie grecque, dans laquelle les hommes représentaient des statues anthropomorphes, que les dieux rendaient « vivants ».

Puis Leonard De Vinci, écrivit en 1495, un ensemble de notes, croquis et plans sur la fabrication d'un objet humanoïde ayant la forme d'un cavalier à cheval qui avait la capacité de mouvoir certaines parties du corps: la tête, les mains et les pieds.

La première forme d'objet automatisé fut créée par un français: Jacques de Vaucanson, qui fabriqua en 1738, un automate en forme de canard ainsi qu'un homme mécanique qui jouait d'un instrument à vent.

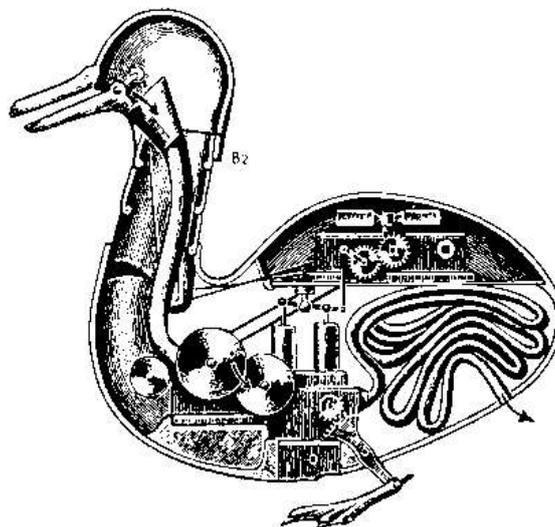


Figure 4: Le canard de Vaucanson(100)

On peut estimer que les premières formes d'engin robotique sont nées avec l'horlogerie. En effet, les mécanismes utilisés nécessitaient vraiment une mécanique réduite, souvent d'origine horlogère. Enfin, le mot « robot » fut réellement utilisé en 1921 par l'écrivain d'origine tchécoslovaque Karel Čapek dans sa pièce de théâtre *R. U. R. (Rossum's Universal Robots)* (31). L'origine du mot

« robot » est donc une langue slave dans laquelle le mot « robota » signifie esclave ou travailleur dévoué.

Quant au terme « robotique », il a été introduit dans la littérature en 1942 par Isaac Asimov dans son livre *Runaround*. Il y énonce les « trois règles de la robotique » qui deviendront par la suite « les trois lois de la robotique ». Depuis l'apparition de la pièce de théâtre « R.U.R » de Capek, et le Livre « I, Robot » de Asimov (faisant suite à son livre *Runaround*), les populations se sont senties en danger par la possibilité que les robots les remplacent un jour en tant qu'alternative au travail humain. Cette peur a depuis été exprimée dans de nombreux travaux littéraires ou cinématographiques tels que « Star Wars », « Terminator » et bien d'autres.

C'est donc ainsi qu'Asimov posa de nombreuses questions philosophiques sur la place des robots dans la société humaine (7). Il édita alors dans ses livres les fondements de la robotique actuelle: ses trois lois de la robotique:

- **Première Loi :** Un robot ne doit pas porter atteinte à un être humain, ni en restant passif, laisser cet être humain exposé au danger.
- **Deuxième Loi:** Un robot doit obéir aux ordres donnés par un être humain sauf si de tels ordres entrent en contradiction avec la *Première Loi*.
- **Troisième Loi:** Un robot doit chercher à protéger son existence dans la mesure où cette protection n'entre pas en contradiction avec la *Première Loi* ou la *Deuxième Loi*.

Puis les robots prennent leurs fonctions pénibles à la place de l'homme, en particulier dans le domaine du nucléaire, dans lequel ils seront très vite intégrés.

Puis l'industrie sera un des grands bénéficiaires des robots manipulateurs. Unimate® est le premier robot manipulateur industriel. Il est en fait un descendant direct des télémanipulateurs développés pour les besoins du nucléaire et fut créé par George Devol et Josef « Joe » Engelberger (Société Unimation©) pour travailler sur les lignes d'assemblage de General Motors à partir de 1961 (30, 182). Le prix Engelberger est désormais décerné aux meilleures avancées dans le domaine de la robotique.

A partir des années 80, les chirurgiens cherchent à réduire le nombre de cas où ils vont plonger leurs mains dans le corps humain, afin de réduire les risques, la durée d'intervention, les suites opératoires etc... c'est l'apparition du concept de chirurgie micro-invasive. Il devient donc indispensable de faire passer les instruments et l'équipement visuel au travers de petites incisions. La technique de chirurgie endoscopique ou coelioscopie fait son apparition.

Le premier robot chirurgical fait son apparition en 1985 dans le domaine de la neurochirurgie. C'est le Robot Puma 200 (Unimation©), qui sert à guider la chirurgie du cerveau. Il ne fut utilisé qu'un an pour 26 patients (150).

Le plus connu des robots neurochirurgicaux est le Neuromate® mis en application clinique en 1989.

2.1.2 Définitions

2.1.2.1 Robot

Système automatique mécanisé capable d'effectuer une ou plusieurs tâches, dans un environnement donné, grâce à des moyens de perception, localisation, interprétation et d'action, de manière autonome, par l'exécution d'un programme prédéfini (185).

Selon l'ANAES (3), c'est un mécanisme automatique à commande électromagnétique pouvant se substituer à l'homme pour effectuer certaines opérations et capable d'en modifier lui-même le cycle et d'exercer un certain choix. Contrairement à « l'automate », simple « machine animée par un mécanisme intérieur », le robot est doué d'une intelligence artificielle, il est capable de s'adapter à son environnement

2.1.2.2 Automate

Un automate est un dispositif se comportant de manière automatique, c'est-à-dire sans intervention d'un humain. Ce comportement peut être figé, le système fera toujours la même chose (180). Un robot est donc un automate plus "intelligent".

2.1.2.3 Robotique

La robotique est une science qui étudie les systèmes électromécaniques actionnés et contrôlés par le biais d'un ensemble de logiciels leur conférant une intelligence dite artificielle. Ce domaine scientifique étudie les mécanismes, les capteurs, les actionneurs, les méthodes de commande et le traitement de l'information nécessaires à la conception et l'utilisation des robots y compris leurs déplacements les rendant capables de se substituer à l'homme pour certaines tâches.

2.1.2.4 La robotique chirurgicale ou surgétique

La robotique chirurgicale est une discipline médicale appartenant au domaine de la chirurgie assistée par ordinateur.

Elle met elle-même en jeu la plupart des disciplines scientifiques:

- la mécanique pour les systèmes articulés
- la kinésiologie ou étude des mouvements de locomotion et de préhension humains
- l'automatisme pour la commande de position, vitesse, force
- électronique pour les capteurs et contrôleurs,
- l'informatique pour la programmation et les calculs
- et l'intelligence artificielle.

2.1.2.5 La chirurgie stéréotaxique (151)

La chirurgie stéréotaxique est une technique qui permet de cibler avec une très haute précision des points, ou régions à l'intérieur du cerveau. Cette technique utilise un équipement de repérage appelé "cadre stéréotaxique" fixé à la tête du patient. Par analogie, la stéréotaxie traite le cerveau comme une carte géographique, elle est basée sur des coordonnées permettant la localisation en 3D.

La première étape d'une chirurgie stéréotaxique consiste à fixer le cadre stéréotaxique, après quoi une technique d'imagerie de CT scanner ou IRM permet d'acquérir un volume tridimensionnel ou un point précis.

La deuxième étape consiste à l'aide d'équipements, à atteindre cette cible avec un risque d'erreur de moins de 1 millimètre; une fois la cible repérée et les coordonnées établies à partir de l'imagerie, divers outils peuvent y être avancés par une petite trépanation: sonde pour biopsie de lésion cérébrale profonde, cathéter, électrodes de stimulation ou de coagulation, particules de radiation, etc. ...

Horsley et Clarke furent les premiers en 1908 à utiliser en opératoire des données planifiées à partir d'images radiologiques grâce à un cadre stéréotaxique en neurochirurgie (80).

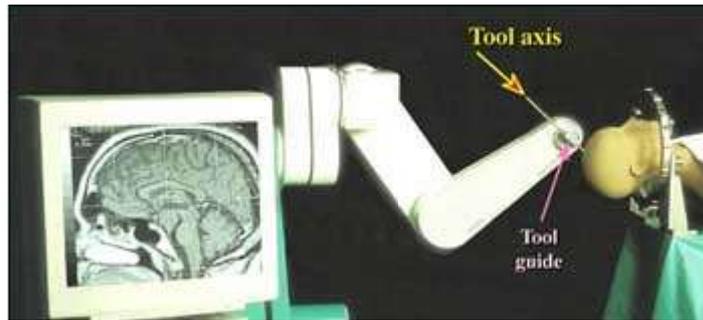


Figure 5: le système NEUROMATE de la société ISS: Integrated Surgical Systems© (47, 152)

2.1.2.6 La réalité virtuelle

La réalité virtuelle est une simulation informatique interactive en immersion visuelle, sonore et/ou haptique, dans un environnement réel ou imaginaire.

Les systèmes de réalité virtuelle les plus fréquemment utilisés sont les casques [Cf. Fig. 6]. Ces casques permettent la projection sur un écran ou bien l'affichage directement sur cet écran des informations virtuelles juste devant les yeux. Ils disposent de plus en plus fréquemment d'écouteurs, assurant ainsi une parfaite immersion.



Figure 6: casque de réalité virtuelle : eMagin Corporation©

2.1.2.7 La réalité augmentée (184)

Un système de réalité augmentée s'entend comme un système (au sens informatique) qui rend possible la superposition d'un modèle virtuel 3D ou 2D, à la perception que nous avons de la réalité et en temps réel. Ce système peut aussi bien s'appliquer à la perception visuelle (superposition

d'image virtuelle aux images réelles) qu'aux perceptions proprioceptives comme les perceptions tactiles ou auditives.

Le concept de réalité augmentée vise donc à compléter notre perception du monde réel, en y ajoutant des éléments fictifs, imperceptibles naturellement.

La réalité augmentée désigne alors les différentes méthodes qui permettent d'incruster de façon réaliste des objets virtuels dans notre réalité.

Ses applications sont multiples et touchent de plus en plus de domaines : jeux vidéo, cinéma, télévision, pilotage aviation et automobile, robotique, médical, etc.

Les moyens couramment utilisés pour transmettre les informations virtuelles sont :

- des casques virtuels, disposant d'un écran semi-transparent, positionné devant les yeux. C'est-à-dire que les informations virtuelles sont projetées sur l'écran et réfléchies jusqu'à la rétine. Les informations de la réalité provenant de la zone en avant de l'écran traversent ce même écran, permettant ainsi l'intégration des informations d'origine réelle et virtuelle [Cf. Fig. 7, 11, 12]. Ces casques sont très répandus dans l'aviation militaire. Ils sont appelés en anglais les HMD ou « Head Mounted Displays ».



Figure 7: Casque de réalité virtuelle d'avion de chasse (www.thefutureofthings.com)

Il s'agit d'un projecteur envoyant les informations de type holographique [Cf. Fig. 8] sur une vitre, cockpit [Cf. Fig. 9] ou pare-brise [Cf. Fig. 10]. On les appelle en anglais les « HUD ou Head Up Displays » et en français les « VTH ou Visualisation Tête Haute ».

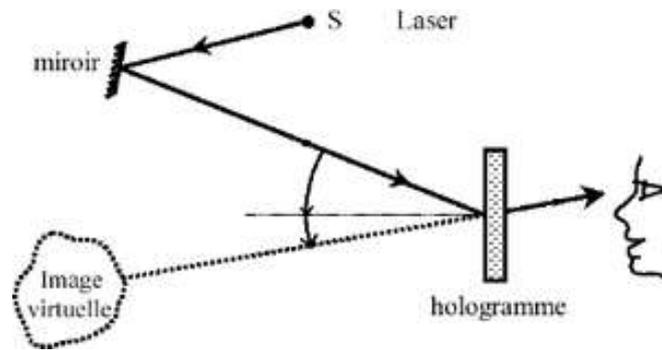


Figure 8: Principe de l'hologramme



Figure 9: Système HUD dans un avion de chasse



Figure 10: Affichage Tête haute sur le pare-brise d'une voiture (BMW©)



Figure 11: Visualisation en « Overlay » (43)



Figure 12: Casque semi-transparent (71)

- des écrans disposés à distance du chirurgien, mais dans son champ de vision [Cf. Fig. 13]. Ce sont des moniteurs d'ordinateurs qui affichent les informations mais ne nécessitent pas les conditions d'asepsie. Ils sont disposés soit à distance du champ opératoire mais dans le champ de vision du chirurgien soit dans le champ opératoire et recouverts d'une housse stérile.



Figure 13: Ecran à distance du champ en cours de réglage (145).

2.1.2.8 La technologie haptique (75)

L'haptique est une science concernant les « sens » au même titre que l'acoustique ou l'optique. Elle concerne le sens du toucher et la perception kinesthésique ou proprioceptive que nous avons de notre corps dans son environnement.

Il est intéressant de préciser que le toucher est un sens à double perception:

- la perception cutanée: il y a un contact entre la peau et l'environnement, tandis qu'aucun mouvement du segment corporel portant la peau n'est obtenu.
- la perception haptique: il y a mise en mouvement d'un segment corporel, les capteurs de pression situés dans les articulations sont mis à contribution et informent alors le système nerveux central d'une modification spatiale de l'articulation.

Une technologie haptique aura donc une influence sur notre perception environnementale. Elle influera sur notre sens tactile d'abord puis sur notre proprioception pour nous faire réagir.

Un exemple bien connu de système haptique est utilisé dans les jeux vidéo: le joystick [Cf. Fig. 14] ou volant à retour de forces.



Figure 14: Joystick "haptique"



Figure 15: Système de préhension des instruments du Robot Da Vinci® (85, 86)
Photo courtesy of Intuitive Surgical, Inc., 2009

2.1.2.9 Les gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO) ou chirurgie assistée par ordinateur (3, 95)

Les gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO) ont un objectif principal: l'assistance du médecin, chirurgien, chirurgien-dentiste dans la réalisation de gestes diagnostiques ou thérapeutiques les plus précis et les moins invasifs possibles, sous sa supervision (3).

Exemple: position optimale d'une prothèse, délivrance optimale d'une dose de radiation pour traiter une tumeur.

Il existe donc une réflexion multidisciplinaire (robotique chirurgicale) afin de mettre en œuvre des systèmes de planification, et de guidage permettant de réaliser la stratégie planifiée de façon la plus précise et la plus sûre possible (95).

2.2 Grandes étapes robotisées

L'informatique associée à la médecine a permis d'ouvrir de vastes champs d'applications tels que dans le domaine de la chirurgie maxillo-faciale et orale: le diagnostic radiologique, la planification du traitement, la simulation des procédures du traitement, l'aide per-opératoire ainsi que l'évaluation en postopératoire (56, 70, 72, 174).

Un des principaux éléments accélérateurs des progrès a été l'utilisation de la tomодensitométrie axiale qui permet des reconstructions tridimensionnelles dont la finesse anatomique apporte des informations très précises. L'intérêt diagnostique de cette imagerie s'est très vite imposé pour devenir la référence des images utilisées en planification assistée par ordinateur (153).

Dans la chirurgie assistée par ordinateur, le but principal sera toujours:

- de favoriser une intervention la moins invasive possible: réduire les dimensions de la région opérée, donc réduire l'action iatrogène et les suites postopératoires, et enfin le temps d'hospitalisation.

- d'accroître la précision du geste par rapport aux méthodes conventionnelles,
- de diminuer le facteur opérateur-dépendant.

L'objectif clinique de toute chirurgie assistée sera d'obtenir la plus parfaite adéquation possible entre l'intervention planifiée et l'intervention réalisée. La prise en charge des différents critères influant la réussite de ce transfert peut alors être déléguée à un système informatisé multitâches.

Il prendra alors en charge :

- l'étape de perception: elle-même constituée de l'acquisition, de la segmentation et de la fusion des images.
- l'étape de raisonnement: constituée de la planification et de la simulation.
- et l'étape d'action: navigation chirurgicale ou robotisation.

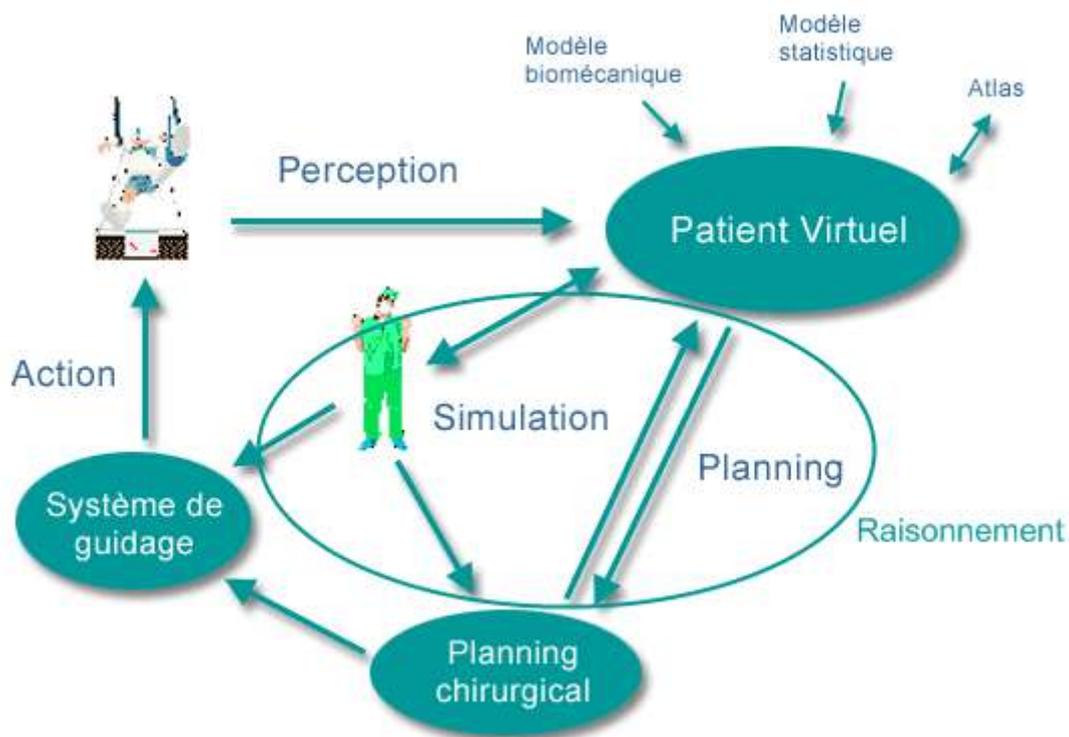


Figure 16: Principes des systèmes de GMCAO: "Perception- Raisonnement- Action" (153)

2.2.1 Perception

2.2.1.1 Acquisition des images

L'acquisition des images est constituée de plusieurs étapes indissociables:

- l'acte radiographique en lui-même,
- la récupération des images sur un ordinateur au format propriétaire. C'est-à-dire que chaque fabricant de machines radiographiques utilise un format numérique propre: il en est le propriétaire,
- enfin chaque image est retranscrite en format universel DICOM. Cette retranscription de l'image permettra son utilisation quelque soit la marque des machines ou logiciels usitée.

Il est important de préciser que les mouvements survenus pendant l'acquisition du scanner sont des artefacts pouvant notablement diminuer la précision de la navigation chirurgicale. En effet, Marmulla et Mühling (104) décrivent des pertes de précision susceptibles d'atteindre jusqu'à 4,1mm par rapport à une localisation naviguée sans défauts de mouvement (environ 1mm).

2.2.1.2 Segmentation des images

La segmentation des images est l'opération qui consiste à différencier les différentes structures anatomiques ou fonctionnelles présentes. La segmentation concerne chaque plus petite partie ou point de surface de l'image numérique c'est-à-dire un pixel quand il s'agit d'une image en 2D (coupe ou projection), ou chaque unité élémentaire de volume quand il s'agit d'une image en 3D c'est-à-dire un voxel et même en 4D (3D + temps). Il faudra donc attribuer à chaque pixel ou voxel une nature anatomique en rapport avec sa fonction: peau ou muqueuse, os, muscle, nerf, vaisseau, tumeur et même prothèse... Il est nécessaire par exemple, de segmenter sur les images scanner, le guide radiologique de l'os sur lequel il repose.

La connaissance de la position exacte de chaque structure anatomique est primordiale en vue de réaliser une planification, et une intervention sans risque. Cela sera faisable grâce à une modélisation anatomique, biomécanique, fonctionnelle des patients ainsi qu'une modélisation des gestes médico-chirurgicaux. La qualité de la segmentation conditionnera donc la qualité de la chirurgie. (23, 60, 70, 72)

Aujourd'hui la segmentation automatique des images radiographiques n'est pas encore possible pour tous les types de structures, elle est possible pour les structures osseuses et la peau mais encore en voie de développement pour les autres types de tissus (70).

2.2.1.3 Fusion d'images multi-modales

La diversification et l'augmentation permanente du nombre de moyens diagnostics et de leur précision rend l'analyse de chaque type d'image de plus en plus difficile. Ainsi en chirurgie maxillofaciale, il est possible de mettre en comparaison des images provenant de différents types d'imageries telles que la TDM, l'IRM, la fluoroscopie, l'échographie, les scintigraphies... (70).

Il devient donc intéressant mais surtout de plus en plus nécessaire de regrouper l'ensemble de ces informations sur une seule et même image: c'est la fusion d'images multi-modales. Cela permettra de visualiser plus précisément les différentes zones et structures anatomiques et fonctionnelles.

La méthode la plus couramment utilisée est la fusion grâce à l'emploi de marqueurs externes reconnaissables sur les différents modes d'imagerie. Cette technique est difficile à mettre en œuvre et lourde, le principal inconvénient est la grande difficulté à l'appliquer à certains types d'organes tels que les organes mous (121).

2.2.2 Raisonnement

2.2.2.1 Intégration au plan de traitement: planification

On vient de mettre en évidence que le pré-requis indispensable à l'obtention d'une bonne planification est la préparation rigoureuse des données radiologiques.

Le but de la planification sera alors d'optimiser les résultats chirurgicaux en se basant sur les besoins fonctionnels et esthétiques attendus, et sur le volume d'os disponible pour ce traitement.

2.2.2.2 Simulation du plan de traitement

La simulation du plan de traitement sera toujours faite en préopératoire afin d'apporter d'éventuelles modifications avant l'acte. Elle prédira tous les effets, incidents ou accidents qui pourraient survenir pendant la chirurgie en fonction des données préopératoires si tant est que les caractéristiques anatomiques (résorption osseuse, croissance de tumeur...) du patient ne changent pas entre l'acte d'imagerie médicale et l'intervention; ou bien que la précision des données radiologiques soit suffisante; ou bien qu'il n'y ait pas eu d'erreur d'acquisition-segmentation; ou encore pas d'erreur de transfert de la planification au site opératoire.

La simulation permettra au chirurgien, au praticien-prothésiste, au patient et aux étudiants de visualiser les résultats attendus avant même l'intervention. On obtient par simulation automatique, la procédure chirurgicale à suivre, les effets de la chirurgie, et les résultats (70).

Cette étape est donc une étape de réalité virtuelle: une visualisation de la réalité dans le futur.

Cette simulation mettra en jeu des technologies de modélisation visuelle de l'espace virtuel ainsi qu'une modélisation gestuelle haptique pour l'entraînement du chirurgien en fonction des systèmes (70, 72, 174).

2.2.3 Action

2.2.3.1 Navigation ou guidage per-opératoire

La navigation chirurgicale consiste en un repérage en temps réel et en 3 dimensions de la position du patient et des instruments. Les positions de ceux-ci seront alors corrélées et mises en relation avec le planning opératoire. Le chirurgien pourra alors agir sur sa position, et celle des instruments afin qu'il y ait transmission du plan de traitement directement au site opératoire pendant la chirurgie.

Le chirurgien pourra en fonction des systèmes, utiliser des images en 2 ou en 3 dimensions en temps réel, et se concentrer sur tout ou partie du site opératoire grâce aux fonctions de cadrage plus ou moins rapproché sur une structure anatomique ou pathologique (23, 56, 70, 72, 174).

Le système de navigation chirurgicale offrira donc au chirurgien la possibilité de voir en temps réel et en 3 dimensions la position de ses instruments par rapport aux éléments anatomiques à protéger, et par rapport à la lésion à traiter. Le chirurgien reste donc parfaitement libre de ses mouvements. Il est seulement guidé virtuellement par l'ordinateur.

Le but principal de la navigation chirurgicale sera la diminution de l'invasivité de l'intervention, des risques inhérents à la chirurgie et à la région et de la morbidité postopératoire. Dans le cas de la chirurgie implantaire, elle aura aussi comme objectif la transcription la plus précise possible du plan de traitement prothétique à la chirurgie.

2.2.3.2 Robotisation chirurgicale

La robotisation chirurgicale est selon l'ANAES (3), l'action d'utiliser un ou des automate(s) en chirurgie. Cependant les robots utilisés en chirurgie pour suppléer certaines fonctions du chirurgien ne sont pas, à l'heure actuelle dotés d'une intelligence artificielle. Le terme de robot chirurgical est donc utilisé abusivement. En effet les actions du robot restent sous la supervision du chirurgien qui ne fait que déléguer certains gestes. Les robots chirurgicaux ne constituent encore qu'une « extension ou une augmentation des capacités humaines » en comparaison du remplacement des humains sur les lignes de fabrication industrielles (81).

Il est alors intéressant de comparer les défauts humains et robotiques ainsi que les avantages respectifs :

	Chirurgiens	Robots
Avantages	<ul style="list-style-type: none"> -Polyvalence des taches réalisables -Expérience et jugement -Coordination œil-main -Dextérité au mm voire 1/10^{ème} de mm -Les capteurs de mouvement ne sont pas couplés avec les données fusionnées du plan de traitement -Procédure rapide et vaste -Diversité de l'information qualitative 	<ul style="list-style-type: none"> -Reproductibilité -Stabilité et précision -Tolérant aux radiations ionisantes -Diversité des capteurs -Optimisable en fonction de l'environnement -Facilité des transformations spatiales œil-main -Accomplissement de taches multiples simultanément
Inconvénients	<ul style="list-style-type: none"> -Tremblement physiologique -Fatigue -Imprécision -Facteurs de variation: habileté, âge, état d'esprit -Incapacité à intégrer des données quantitatives facilement -Inefficacité ou grosses difficultés à l'échelle submillimétrique. 	<ul style="list-style-type: none"> -Coût -Poids -Encombrement -Incapacité à intégrer des données qualitatives facilement -Uni ou oligo-valence (pas ou peu polyvalent) -Technologie en voie de développement

Tableau 2: Avantages et Inconvénients des capacités humaines et robotiques: l'équilibre des capacités respectives aboutit aux systèmes les plus utilisés actuellement (30).

2.3 Les grands types de robotiques

La chirurgie assistée par ordinateur s'est beaucoup développée ces vingt dernières années. Du fait de cette profusion de variétés de robots, certains auteurs se sont attelés à réaliser une classification des chirurgies robotisées. Taylor (159) explique qu'on peut baser une classification sur les technologies employées, les applications, et le rôle du robot dans la chirurgie. Une classification basée sur la technologie peut être simplifiée en Robot autonome et Robot télé opérant. Une classification basée sur les applications peut être basée sur la spécialité utilisant le robot. Le problème de ces 2 types de classifications est le caractère trop ésotérique et exhaustif. Il est alors plus judicieux de classer les robots en fonction de leur rôle pendant la chirurgie et leur influence sur le chirurgien.

Nous voyons sur ce graphique l'implication des différents types de systèmes et dans de nombreux cas, l'appartenance de chaque système à un type de robotique mixte, c'est-à-dire passif et semi-actif ou semi-actif et actif à la fois... Chaque système d'assistance informatisé et/ou robotisé est donc une technologie mettant souvent en jeu différents rôles plus ou moins actifs pour le robot:

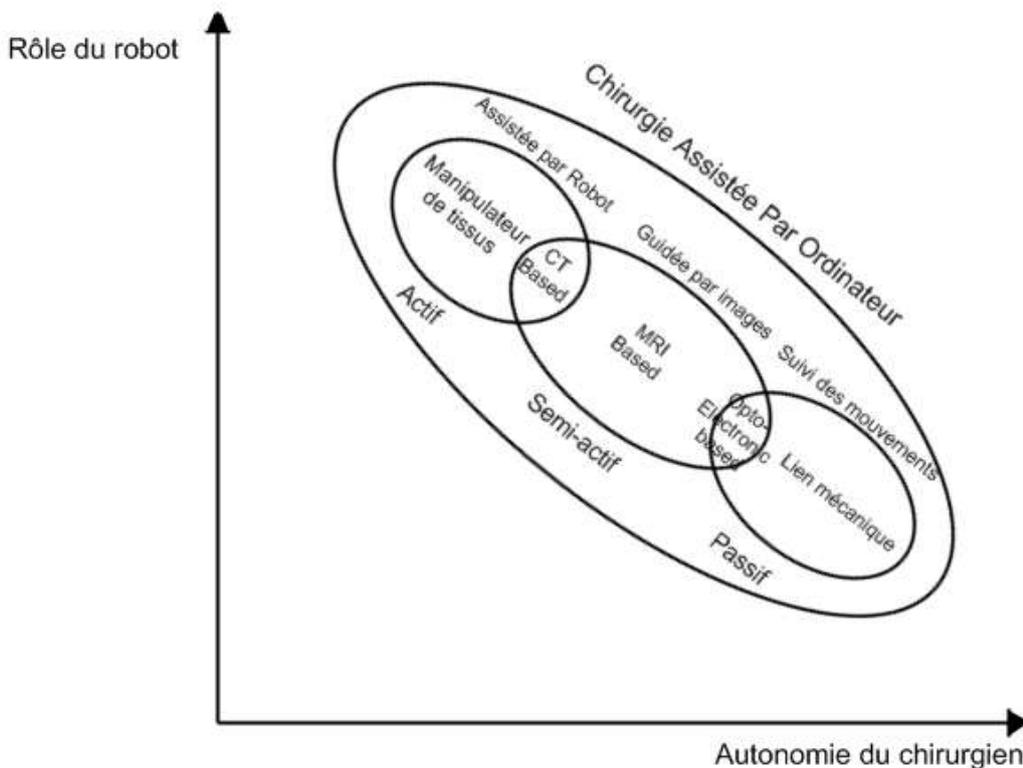


Figure 17: répartition des types d'assistance en fonction du rôle attribué au robot par rapport à l'autonomie du chirurgien

On peut également baser la classification sur l'utilisation faite du robot et son objectif :

2.3.1 Les différents types de robot

2.3.1.1 Les robots de repérage (30, 70)

Les robots de repérage sont les premiers robots à être apparus dans les blocs opératoires. En effet, ils furent utilisés en neurochirurgie pour repérer et atteindre des structures profondément enfouies dans le cerveau afin d'y réaliser des biopsies, des implantations d'électrodes, des exérèses de tumeurs... (Neuromate[®] fût un de ces premiers robots).

Ils furent utilisés en chirurgie orthopédique pour améliorer le placement de broches diaphysaires ou du cotyle dans la chirurgie arthroplastique de la hanche (Robodoc[®]).

Le repérage est réalisé grâce aux images préopératoires (CT-scan ou IRM ou fluoroscopie...) sur le logiciel de préparation préopératoire, la localisation, et le positionnement sont obtenus par les systèmes de localisation passifs ou semi-actifs (décrits en partie IV).

2.3.1.2 Les robots de visualisation (3, 46)

Ils permettent de visualiser correctement le champ opératoire. Ils sont surtout utilisés en chirurgie mini-invasive laparoscopique. Le robot a la fonction de soutenir et mobiliser les instruments endoscopiques selon des ordres émanant du chirurgien de façon vocale ou autre. Le chirurgien a alors les mains libres pour réaliser d'autres tâches moins fastidieuses. Ce type de robot n'obéit donc qu'au chirurgien ou à son assistant, il n'effectue pas de geste en soi, et il n'est programmé préalablement que pour la reconnaissance vocale (Cf. AESOP).

2.3.1.3 Les robots de simulation (103)

La simulation peut être faite à deux fins: la simulation opératoire afin de valider une planification opératoire, ou bien la simulation opératoire aux fins d'exercice chirurgical pour les étudiants, chirurgiens non aguerris ou encore afin de réaliser en avance des gestes difficiles.

La simulation à visée d'exercice est réalisée par le biais de systèmes haptiques qui permettent l'entraînement en conditions les plus proches possibles du réel. Les critères nécessaires à ces simulateurs sont le réalisme, l'accessibilité et la validation.

Les simulateurs ont été développés dans chaque domaine d'interventions ; il en existe pour la

chirurgie orthopédique, laparoscopique, cardiaque, implantaire...



Figure 18: Dispositifs de simulation implantaire(166)

2.3.1.4 La robotique d'instrumentation

Il s'agit alors d'opérer un patient avec l'aide d'un robot. La première intervention de ce type fut réalisée par le robot Robot Puma 200 (150) afin d'aller "biopsier" une lésion suspectée du cerveau. Il fut utilisé un robot de positionnement stéréotaxique.

Depuis, de multiples recherches ont été entreprises sur les robots chirurgicaux grâce à des équipes multidisciplinaires d'ingénieurs, physiciens, roboticiens, informaticiens, médecins. Leur développement jusqu'à l'utilisation en pratique clinique n'a pas été prometteur pour toutes les équipes; à l'image des essais pharmaceutiques pour développer de(s) nouvelles substances actives médicamenteuses.

Ces robots chirurgicaux servent toujours d'assistant au chirurgien, dont l'assentiment sera nécessaire

aux réalisations effectuées par le robot.

L'utilisation de robot dans les pratiques chirurgicales peut être de différents types:

2.3.1.4.1 La télémanipulation

La télémanipulation est une intervention chirurgicale réalisée à distance. Ces robots sont sur le site opératoire pour réaliser les ordres donnés à distance par un chirurgien expérimenté. Ils n'obéissent qu'aux ordres peropératoires du chirurgien; ils ne sont pas programmés à l'avance. Les ordres du chirurgien expérimenté sont transmis au robot par le biais de pédales, poignées, ou bien grâce à une reconnaissance vocale d'ordre préenregistrés.

(Cf. les systèmes AESOP, Da Vinci)

Le transfert des données issues du chirurgien en direction du robot télé-manipulé se fait par de simples câbles si le robot est dans la même pièce ou une pièce voisine du chirurgien; ou bien par communication via internet après cryptage.

Le chirurgien est donc séparé du patient.

2.3.1.4.2 Le télé-accompagnement (3, 50, 103)

Il s'agit alors d'un guidage peropératoire via un robot, des gestes réalisés par un chirurgien moins expert par un chirurgien plus expérimenté qui le guide. Cette méthode permet l'apprentissage de techniques dont l'acquisition n'est que partielle par le jeune chirurgien.

Cet accompagnement des gestes est possible par la visualisation simultanée par les 2 chirurgiens des mêmes images. Le chirurgien qui effectue l'intervention est le seul au contact du patient, mais l'expert le téléguide grâce à des commandes vocales, ou bien un système de fléchage. La visualisation de l'ordre téléguidé par l'expert sur l'écran du chirurgien opérant permet la complète compréhension du geste à réaliser. (50)

Cet accompagnement nécessite cependant que les 2 chirurgiens se soient préalablement concertés sur les étapes opératoires à réaliser afin de les simuler, les valider puis les effectuer ensemble (3).

Les avantages de la télémanipulation et du télé-accompagnement sont:

- une meilleure formation des jeunes chirurgiens, grâce aux contacts avec les experts, et en complément des formations sur les animaux ou bien lors de dissections (103),
- favoriser l'accès des patients à des chirurgiens expérimentés. Ceci soulève le problème de l'élitisme des soins médicaux et le problème du temps opératoire disponible des meilleurs

chirurgiens,

- réduire les risques de complications inhérents aux opérations dont la réussite est chirurgien-dépendant.

2.3.1.4.3 Les robots opérateurs

Ces robots font partie intégrante du geste chirurgical; en effet, ils participent pour une partie à l'intervention et en particulier à la réalisation d'un geste dont les caractéristiques humaines peuvent être améliorées par l'utilisation d'un robot. Ils sont dits actifs, puisqu'ils effectuent seul et sans aide une partie de l'intervention qui a été planifiée et validée par le chirurgien.

Le chirurgien gardera cependant toute la responsabilité de l'intervention et reprendra en cas de nécessité la main s'il estime que les événements ne se déroulent pas comme planifiés.

2.3.2 Les différents systèmes en fonction de leur implication chirurgicale

2.3.2.1 Les systèmes passifs

2.3.2.1.1 Principes (3, 20, 56, 60, 70, 72, 174)

Un système robotisé passif est un système qui n'agit pas directement sur le geste à réaliser par l'homme. L'action est donc passive. Il n'y aura une action sur le geste de l'homme que par guidage grâce à l'intermédiaire d'une interface homme-machine. C'est donc une technologie de réalité augmentée.

La réalité augmentée ayant pour objectif de présenter des informations directement interprétables dans le réel.

Un système de navigation chirurgicale est un système passif robotique qui permet et effectue la localisation spatiale d'une sonde ou d'un instrument chirurgical. Il effectue aussi l'enregistrement de la position du patient sur la table opératoire. Le logiciel du système met alors en corrélation la position des instruments par comparaison des gestes du chirurgien avec des gestes préparés, planifiés et simulés sur les données radiographiques préopératoires en temps réel et en 3 dimensions afin de guider les mouvements du chirurgien par l'intermédiaire d'informations interprétables instantanément par celui-ci.

Le but final sera de rendre possible la superposition entre la stratégie réalisée et la stratégie optimale

pré planifiée, augmenter la reproductibilité et la prévisibilité des résultats d'une intervention.

Il sera donc nécessaire de rechercher une utilisation optimale des données préopératoires en peropératoire afin d'obtenir le traitement planifié.

Tous les dispositifs passifs ont des problématiques communes:

- recalage des données modélisées avec le réel,
- cohérence en continu des informations et de la réalité (place du chirurgien, des instruments, des organes),
- rendu en temps réel garantissant une parfaite coordination main-œil et limitant les effets de type "mal des transports".

Le concept général est le suivant: fournir au chirurgien une image virtuelle des structures anatomiques en rapport avec le site d'intervention qui permet un guidage précis de la position, trajet et direction à faire prendre aux instruments.

Pour cela le système de navigation nécessite:

- une station de travail: c'est l'unité centrale de l'ordinateur qui gère la procédure de navigation depuis l'analyse des images préopératoires, en passant par la gestion du guidage peropératoire jusqu'à l'analyse postopératoire éventuellement.

- l'acquisition des données préopératoires: obtenue quelques jours ou heures avant l'intervention. Ces données sont de natures différentes en fonction des indications, lésions et diagnostic à obtenir. Dans un avenir proche, l'acquisition se fera durant l'intervention voire même en temps réel.

- les marqueurs de position: ils sont disposés sur le patient avant l'acquisition des données d'imagerie pour être reconnaissables sur celles-ci. Ils sont ensuite retirés si le dispositif de marquage est amovible ou bien laissés en place jusqu'à ce que l'intervention complète soit achevée.

- les marqueurs de position des instruments: sont directement reliés de façon standardisée ou bien calibrable sur les instruments qui serviront durant le forage implantaire, le repérage des limites d'une lésion tumorale...

- les marqueurs de position du patient et des instruments sont alors localisés dans la salle d'opération par un système de positionnement par triangulation [Cf. Fig. 19]. C'est un principe simple utilisé en navigation maritime, pour les systèmes de localisation géographique type GPS...
Il utilise une vision stéréoscopique du champ opératoire pour repérer la position des marqueurs et

donc du patient ou des instruments dans les 3 dimensions et en temps réel.



Figure 19: Principe de triangulation selon BrainLab©

- l'interface homme-machine assurant l'information du chirurgien en temps réel de la position de ses instruments par rapport au patient; est réalisée par un

○ Système de réalité augmentée:

◆ Affichage en supplémentation d'informations par superposition d'un écran au dessus du site opératoire.

◆ Affichage des informations sur un écran attendant à la table opératoire dans le champ de vision du chirurgien.

◆ Projection des informations visuelles directement sur le site opératoire par un faisceau laser. Ce système est basé sur des projecteurs positionnés sur la tête du chirurgien. Il nécessitera alors en plus la localisation en temps réel de la position de la tête du chirurgien afin qu'il y ait une corrélation entre la position de sa tête et la position du patient et des instruments.

○ Système de réalité virtuelle permettant une immersion complète du chirurgien dans un environnement visuel virtuel grâce à des lunettes non transparentes.

Nous verrons dans la quatrième partie les spécificités et les différents types de localisation et de marqueurs.

2.3.2.1.2 Historique

Le premier article relatant l'utilisation d'un guidage peropératoire par un système de localisation des instruments et du patient remonte aux années 1910. En effet, Horsley et Clarke utilisent en 1908 (80), les données radiographiques préopératoires pour positionner leur cadre stéréotaxique dans le cadre d'une intervention neurochirurgicale. L'utilisation d'un cadre stéréotaxique est difficile à classer: le chirurgien est contraint dans ses mouvements par le cadre mais reste libre de le modifier. On peut donc penser qu'il s'agit d'un système à la frontière entre les systèmes passifs et semi-actifs.

Mais les chirurgies assistées par ordinateur avec un système d'assistance de type passif, n'ont vraiment pris leur essor que dans les années 90. En effet, les premiers articles (Fortin, Hassfeld, et Wagner (62, 73, 168)) dans le domaine de la chirurgie maxillofaciale et implantaire remontent à 1995-1996. Depuis cette époque, ces pionniers ont multiplié leurs études et inspiré de nombreux autres auteurs sur la voie de la chirurgie implantaire assistée.

2.3.2.2 Les systèmes semi-actifs

2.3.2.2.1 Principes

En robotique médicale, il existe la catégorie des systèmes semi-actifs (ex : Neuromate®). Ces systèmes matérialisent une contrainte (par exemple une trajectoire instrumentale à respecter) réalisée par le robot sur le geste chirurgical par un guide mécanique.

2.3.2.2.1.1 Systèmes programmables (154)

Afin de rendre ces dispositifs plus généraux, les chercheurs les ont rendus parfois programmables. Ainsi, les robots programmables sont des robots dits d'empêchement. L'instrument chirurgical est positionné sur l'effecteur du robot; le robot est tenu et déplacé par le chirurgien.

A partir d'un planning chirurgical préétabli et de la position courante de l'outil, le système (ordinateur et robot) va contraindre le chirurgien à n'effectuer que des déplacements compatibles avec le planning. Ainsi, si le chirurgien doit pratiquer une découpe osseuse selon un plan prédéfini, le robot garantira que l'outil de découpe se déplacera dans le plan uniquement; les gestes fins dans le plan seront laissés à l'appréciation du chirurgien.

Différents modes de programmation existent:

- mode position pour placer un outil à une position, selon une orientation donnée
- mode trajectoire pour déplacer l'outil selon la trajectoire prédéfinie
- mode région pour garantir que l'outil reste dans ou hors d'une région prédéfinie

Ce type de système est également appelé système synergique (155).

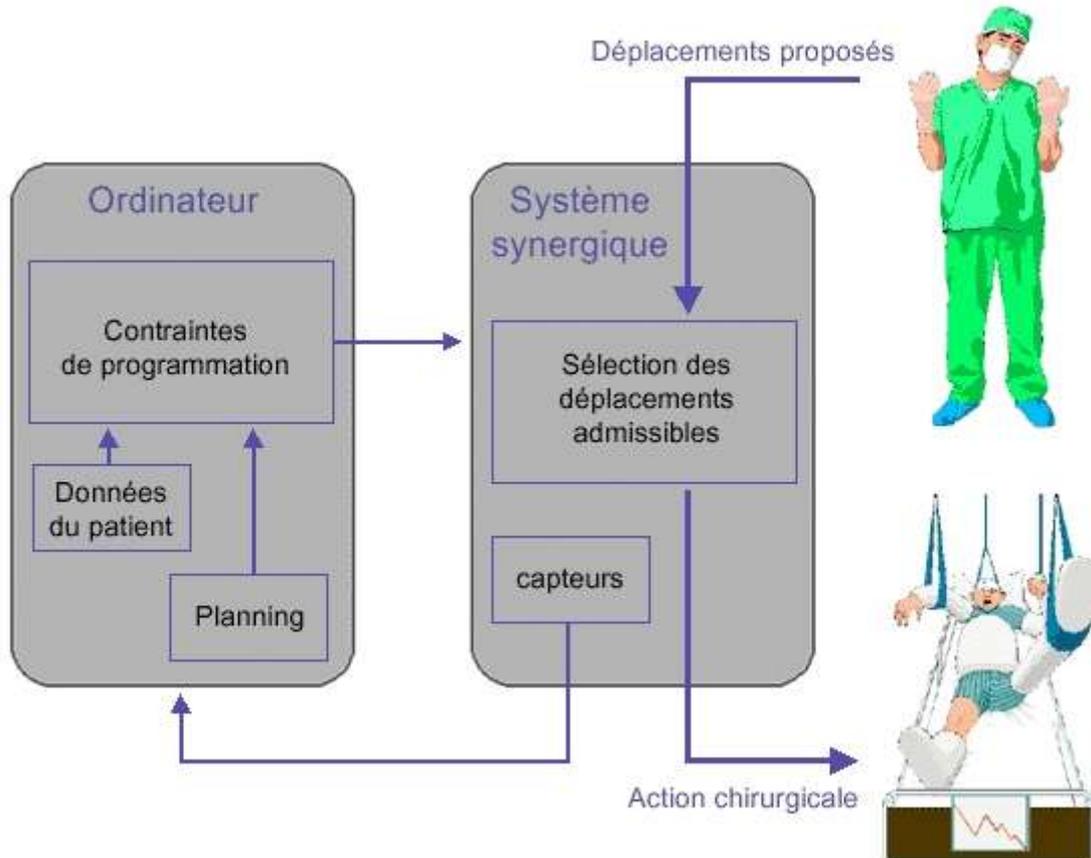


Figure 20: Principe des systèmes synergiques (155)

Ces systèmes semi-actifs programmables ne sont pas appliqués en chirurgie implantaire étant donné que les objectifs sont facilement réalisables grâce aux systèmes semi-actifs non programmables. Cependant, leur utilisation, dans le domaine des chirurgies cranio-maxillo-faciales d'ostéotomies de type orthognathique ou lors des malformations crâniennes et dans le domaine des chirurgies par voie ORL de la base du crâne est fréquente (138).

2.3.2.2.1.2 Systèmes non programmables

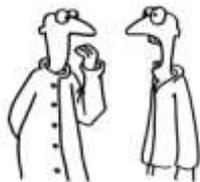
Il existe également, et particulièrement en chirurgie implantaire, des systèmes semi-actifs non programmables. Ils constituent uniquement un guide mécanique contraignant le geste

chirurgical mais non modifiable une fois la fabrication de ce guide réalisée.

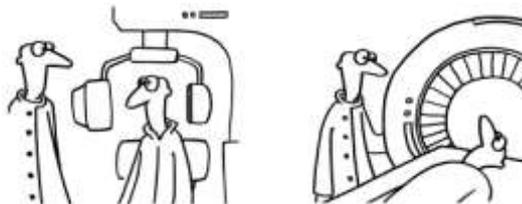
Ces guides chirurgicaux se basent sur les données préopératoires radiographiques. Le plan de traitement est réfléchi, puis validé après simulation. Puis le logiciel en charge de cette planification va communiquer les informations nécessaires à la fabrication de ce guide au fabricant par une voie de communication via internet sécurisée.

Le traitement est réalisé selon la chronologie suivante:

- Diagnostic: le patient et le praticien se mettent d'accord sur les modalités du traitement,



- Réalisation du ou des examens radiologiques (Cone-Beam ou CT Scan),



- Planification implantaire,



- Envoi au fabricant et fabrication,



- Retour au praticien et chirurgie,



- Livraison au patient,

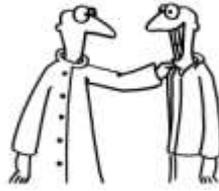


Figure 21: Chronologie du traitement assisté par système semi-actif non-programmable
(www.materialise.com)

2.3.2.2.1.2.1 Fabrication des gouttières

La fabrication est réalisée selon 3 méthodes principales :

- la stéréolithographie au laser
- la stéréolithogravure
- et le perçage robotisé de la gouttière.

L'application de ces systèmes semi-actifs non programmables en chirurgie implantaire est très fréquente et disponible chez de nombreux fabricants (Keystone, Materialise, NobelGuide, etc...).

Le principe est alors de créer un modèle en résine qui s'adaptera parfaitement à la forme de l'arcade à implanter. En effet, les images préopératoires sont suffisamment précises pour obtenir une parfaite image préopératoire de la zone à implanter. Il restera alors à la société de fabrication du guide chirurgical à le réaliser par l'une ou l'autre des 3 méthodes non programmables. Ce modèle en résine a une forme de prothèse amovible partielle venant s'adapter dans l'édentement. Ce modèle est lui-même percé lors de la fabrication, selon un axe correspondant à l'axe implantaire optimal. Il ne reste plus alors qu'à disposer dans ce forage un tube en acier nommé "tube gigogne" qui permettra le forage au travers du modèle sans aléser la résine et donc sans risque de fausser l'axe optimal. Ce guide chirurgical sera alors renvoyé au praticien, qui pourra alors poser l'implant avec un gain de sécurité conséquent.

2.3.2.2.1.2.1.1 Stéréolithographie au laser

Etymologiquement, on peut séparer ce mot comme suit: "stéréo"- la forme des éléments, "litho"- la pierre, "graphie"- écriture. Littéralement, on peut donc comprendre "l'écriture de la forme de la pierre".

Dans les faits, cela consiste à utiliser une résine que l'on va faire polymériser couche par couche grâce à un faisceau laser [Cf. Fig. 22].

En effet, la résine d'une pureté maximale, est stockée sous forme liquide. Puis un faisceau laser de longueur d'onde ultraviolette parfaitement focalisé va toucher la surface de cette résine et la faire polymériser (même principe que la polymérisation des résines composites). Les informations envoyées au fabricant par le logiciel sont traitées et interprétées de façon à ce que le laser réalise le trajet nécessaire à l'obtention de la forme de la résine à polymériser. En solidifiant la surface de la résine, celle se polymérise et on obtient donc un bloc solide en 3 dimensions. Celui-ci va petit à petit couler vers le fond du récipient de résine liquide, et ainsi permettre de faire polymériser les couches supérieures du modèle à réaliser.

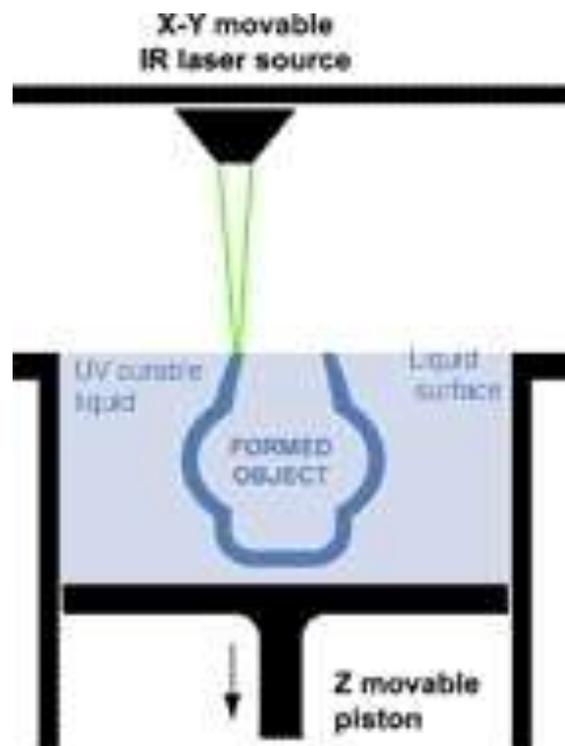


Figure 22: Principe de Stéréolithographie d'après Materialise©

2.3.2.2.1.2.1.2 La stéréolithogravure

Etymologiquement, la racine est la même à la différence du mot gravure. Il signifie tailler dans la masse.

Il sera donc réalisé à partir d'un bloc de résine déjà polymérisée une gravure de tout le modèle à réaliser. On peut aisément s'imaginer que la gravure des parties internes d'un modèle de forme crânienne par exemple sera forcément plus difficile.

2.3.2.2.1.2.1.3 Le perçage robotisé de la gouttière

Il s'agit d'utiliser ici un système de machine-outil à commande numérique qui va réaliser le forage de la gouttière. Le repérage est réalisé grâce à l'utilisation de 2 tubes en Titane fermement

reliés à la gouttière d'investigation radiologique, qui permettent de les repérer pour l'analyse implantaire assistée par ordinateur, et qui permettent également de transformer cette gouttière radiologique en gouttière chirurgicale. Les tubes de titane servent alors de repère à la machine-outil pour percer les tubes de forage selon l'axe prévu (60).



Figure 23: Forage robotisé de la gouttière du système CAD-Implant(59)

2.3.2.2.1.2.2 Positionnement en bouche des gouttières

Une fois fabriqué, le guide chirurgical est positionné en bouche selon 3 alternatives préalablement choisies:

- appui dentaire:

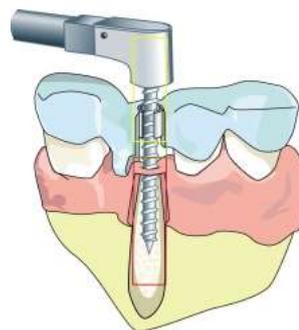


Figure 24: Appui dentaire selon Materialise©.

La gouttière est considérée comme une gouttière à appui purement dentaire, c'est-à-dire qu'elle ne repose en aucun endroit sur la gencive. Elle est réalisée à partir d'une empreinte de l'arcade à implanter, qui permet la fabrication du modèle unitaire.

- appui muqueux:

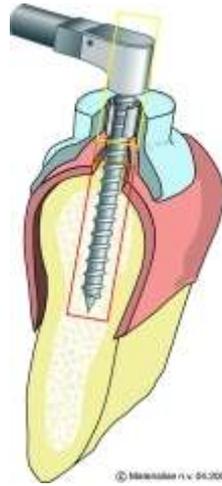


Figure 25: Appui muqueux selon Materialise©.

La gouttière est considérée comme un appareil amovible partiel ou complet s'appuyant sur la muqueuse. Elle est stabilisée par les simples principes de sustentation, stabilisation et rétention sur la gencive, et aussi par les dents restantes sur l'arcade. Elle peut en cas de stabilité insuffisante être stabilisée par des vis d'ostéosynthèse. Ce sont de petites vis en Titane insérées provisoirement à travers la gouttière et enfoncées en trans-gingival jusque dans l'os permettant une situation immobile de l'ensemble.

- appui osseux: stabilisé ou non par des vis d'ostéosynthèse.

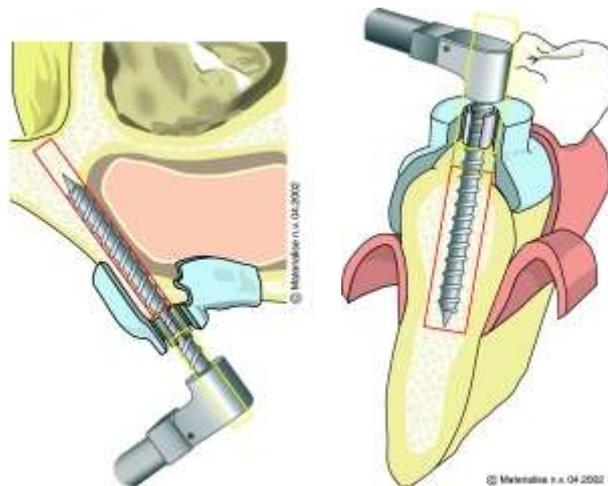


Figure 26: Appui osseux selon Materialise©.

La chirurgie débute par le décollement d'un lambeau muco-périosté permettant l'exposition complète de l'os de la zone à implanter. Une fois le décollement effectué, la gouttière qui doit être fournie stérile, est au contact direct de l'os. La stabilité est meilleure puisque l'os n'est pas dépressible comme l'est la gencive, mais l'importance du décollement nécessaire au positionnement de la gouttière entraîne un degré d'invasivité de moins en moins favorable avec les techniques

actuelles.

Ce genre d'appui osseux verra donc ses indications se réduire aux cas où le décollement du lambeau sera nécessaire pour la chirurgie d'exérèse de tumeur ou autre réhabilitation.

2.3.2.2.2 Historique

Les premières applications en chirurgie implantaire sont apparues cliniquement à la fin des années 80, début des années 90. En effet, en 1989, la société Nobel Biocare[®] met au point un "surgical template" ou modèle chirurgical. Celui-ci est adapté à partir du guide radiologique, et permet grâce à l'insertion dans la résine de tubes d'acier d'un diamètre défini, de guider le passage des forets implantaires selon un axe prédéfini.

2.3.2.2.3 Exemples de systèmes semi-actifs

2.3.2.2.3.1 Les systèmes semi-actifs non programmables: les gouttières chirurgicales:

Le principe est globalement le même pour toutes les sociétés commercialisant les systèmes semi-actifs non programmables:

2.3.2.2.3.1.1 Gouttières Nobelguide[®] (Nobel Biocare)

La gouttière Nobelguide est aussi nommée "Surgical Template[®]". Il s'agit d'une gouttière d'assistance peropératoire à la pose de l'implant. Elle est fabriquée à partir des données de l'analyse préimplantaire réalisée grâce au logiciel PROCERA[®]. Celui-ci prévoit également et assure le transfert à l'unité de production de Nobel Biocare qui se chargera de la fabrication de la gouttière.

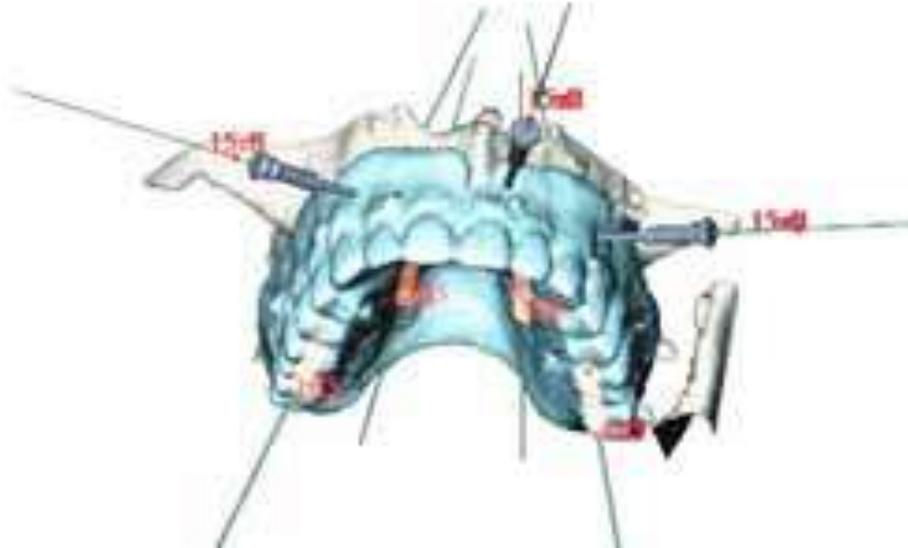


Figure 27: Gouttière à appui osseux: Nobel Biocare©

Cette gouttière peut être utilisée dans les cas d'édentement unitaire, partiel ou complet. Elle sera stabilisée par un appui dentaire, dento-muqueux stabilisé ou non par des vis d'ostéosynthèse, muqueux stabilisé par des vis d'ostéosynthèse ou non, et parfois appui osseux stabilisé par des vis d'ostéosynthèse [Cf. Fig. 27-29].

La fabrication de la gouttière est réalisée par Conception-Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO). La fabrication à proprement parler est réalisée par stéréolithographie.



Figure 28: Gouttière à appui muqueux stabilisée par vis: Nobel Biocare©

La gouttière est livrée avec des tubes en acier dits "gigogne" qui servent de guidage aux forets. Les tubes ont un diamètre interne décroissant afin de permettre l'augmentation progressive du diamètre du foret, sans compromettre la précision du forage.



Figure 29: Gouttière à appui muqueux stabilisée par vis: Nobel Biocare©

2.3.2.2.3.1.2 Gouttières CADImplant® (PRAXIM© - Keystone Dental Inc©)

La société PRAXIM© est une société issue du regroupement de connaissances acquises dans le domaine des GMCAO, et particulièrement des recherches issues du laboratoire TIMC-GMCAO en association avec le CHU de Grenoble et Lyon, l'université Joseph Fourier de Grenoble et l'université Rockefeller de Lyon.

Ils mirent au point au début des années 2000 (60), le système CAD Implant®, qui fut depuis racheté par le groupe Keystone Dental Inc©.

Le principe de ce système est basé sur l'utilisation d'un montage directeur optimal qui servira de base à la création de la gouttière radiologique et de la gouttière chirurgicale. Le montage directeur est d'abord validé en bouche avec des dents prothétiques, puis dupliqué en résine acrylique pour analyser les données radiographiques et anatomiques en fonction des doléances prothétiques. La particularité de ce système par rapport aux autres, est l'insertion au niveau du secteur antérieur d'un cube en résine (appelé Cube X) dans lequel sont insérés deux tubes creux en titane donc les axes et la position sont très précisément réglés [Cf. Fig. 30].



Figure 30: Guide Radiologique avec le cube X (88)

L'analyse scanner permet la visualisation de ces tubes en titane sans artefacts.



Figure 31: Analyse radiologique visualisant les 2 tubes en titane et les dents prothétiques idéales (88)

Après planification optimale de la position, axe, et longueur du ou des implants, en fonction du montage directeur et donc des caractéristiques prothétiques idéales [Cf. Fig. 31], la gouttière est renvoyée auprès de la société Keystone Dental Inc© qui va réaliser le perçage robotisé de la gouttière [Cf. Fig. 32].

L'avantage dans ce système est la simplicité de positionnement de la gouttière sur la platine de

forage grâce aux 2 tubes de titane. Ils permettent la facilité de corrélation entre les images scanner et la machine-outil de perçage. La perceuse insère alors 2 tubes dans les tubes en titane creux. La position de la perceuse est alors parfaitement en adéquation avec les données planifiées. La perceuse réalise alors le forage du ou des puits implantaire(s) selon l'axe, le point d'émergence et la profondeur voulus.



Figure 32: Guide chirurgical perforé (88)

Le retrait du cube après le perçage finalise la transformation de la gouttière en guide chirurgical efficient (59, 60).

2.3.2.2.3.1.3 Gouttières SAFE SurgiGuide® (Materialise©)

La société Materialise© produit aussi un ensemble d'assistance informatique à l'implantologie. En effet, ils produisent le logiciel SimPlant® ainsi que les gouttières SAFE SurgiGuide®. Grâce au logiciel SimPlant, le chirurgien est en mesure de planifier entièrement la phase pré chirurgicale, et de transmettre les informations à la société Materialise qui va fabriquer le guide chirurgical et/ou le modèle anatomique en 3D [Cf. Fig. 33].

La différence avec les autres systèmes est l'utilisation du principe de stéréolithographie au laser.



Figure 33: Modélisation et conception de modèle anatomique en 3D et gouttière adaptée (SurgiGuide®)

2.3.2.2.3.2 Les robots chirurgicaux semi-actifs programmables:

2.3.2.2.3.2.1 Neuromate® (152)

Le robot Neuromate® est un robot de chirurgie stéréotaxique qui fut développé à partir de 1985 par des équipes conjointes: l'équipe GMCAO du laboratoire TIMC, en collaboration avec le Pr Alim-Louis Benabid du CHU de Grenoble.

Le premier prototype de ce robot a été développé par François Danel et son équipe en 1985 [Cf. Fig. 34].

Il a été utilisé lors d'interventions chirurgicales dès 1989. C'est un système robotisé à bras articulés associé à un ordinateur. Semi-actif, il permet au chirurgien d'optimiser la trajectoire de ses outils en particulier lors d'interventions sur le cerveau ou la moelle épinière qui exigent une précision du geste neurochirurgical que seule l'automatisation peut garantir [Cf. Fig. 35].

La dernière génération de ce robot atteint une précision de l'ordre de 1/10ème de millimètre.

Il permet entre autres, une technique de pose de microélectrodes, pour le traitement des mouvements anormaux, notamment dans le cadre de la maladie de Parkinson.



Figure 34: Premier Prototype du Neuromate par la société AID (152)

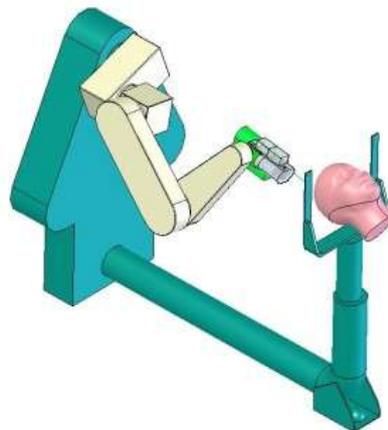
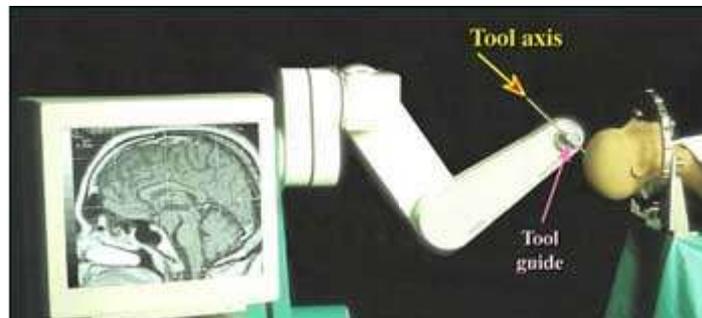


Figure 35: Neuromate (127)

2.3.2.2.3.2.2 PADyC® (155)

Il signifie **P**assive **A**rm with **D**ynamics **C**onstraints ou bras passif à contraintes dynamiques.

Une des caractéristiques de PADyC est qu'il s'agit d'un robot non motorisé. La force motrice du robot est fournie par l'opérateur et est canalisée par le système. Afin de produire les contraintes dynamiques permettant la correcte exécution du geste, chaque articulation du robot est équipée d'un

système breveté. Ce mécanisme consiste en deux roues libres montées en opposition et reliées à deux moteurs. Une roue libre est un mécanisme de transmission de mouvement unidirectionnel. Si les deux roues libres sont activées, aucun mouvement de l'articulation n'est possible. Si les deux roues libres sont inactivées, tout mouvement est possible. Si l'une de ces roues est activée, le mouvement de l'articulation sera permis dans une seule direction. L'activation des roues libres se fait grâce aux moteurs qui leur sont associés.

La vitesse des moteurs permet de contrôler l'amplitude de la rotation permise. L'animation permet de tester ce principe.

Par défaut, le système est bloqué et empêche tout mouvement de l'instrument. Grâce au contrôle des moteurs et de leur vitesse de rotation par l'ordinateur, le système va permettre de déplacer l'instrument dans des zones permises par le planning. Ce fonctionnement par empêchement est garant d'une certaine sécurité intrinsèque du système.

Ce système est encore en voie de développement et ne possède pas encore d'application clinique réelle.

2.3.2.2.3.2.3 AESOP® (46)

Le robot AESOP est un robot à commande vocale pour le positionnement des endoscopes chirurgicaux. Fabriqué par la société ComputerMotion®, AESOP signifie "Automated Endoscopic System for Optimal Positioning ". AESOP est un bras robotisé porte optique avec 7° degrés de liberté qui reproduit la forme et la fonction du bras humain et élimine la nécessité du contrôle manuel de la caméra.

C'est l'opérateur qui dirige l'optique en utilisant les commandes vocales: «AESOP, move-on, AESOP, move-back, AESOP move-left... ». On obtient ainsi une image parfaitement stable et un contrôle direct de la visualisation du champ opératoire, de l'acte de cœlioscopie pratiqué. Il est également possible de mémoriser les positions idéales de la caméra afin d'y revenir chaque fois que nécessaire pendant toute la durée de l'intervention.



Figure 36: Robot chirurgical AESOP (46)

Les avantages de la chirurgie par endoscopie avec AESOP sont:

- diminution des mouvements erronés de la caméra et des contacts accidentels avec les organes internes,
- raccourcissement du temps d'intervention par la diminution du nombre de changements de positions de la caméra et de nettoyage de l'objectif,
- image parfaitement stable du champ opératoire qui diminue la fatigue des chirurgiens,
- formation plus efficace pour les jeunes assistants qui sont déchargés de la manipulation de la caméra et se consacrent, par une main supplémentaire, à la manipulation des pinces et instruments au sein du champ opératoire.

Le développement de la chirurgie cœlioscopique en urologie est croissant depuis les années 90 et devrait encore prochainement s'accroître avec la prostatectomie cœlioscopique.

De plus dans le cadre d'un partage d'équipement au sein du bloc uro-digestif cet appareil est utilisé aussi pour les interventions laparoscopiques digestives. Actuellement une quinzaine de robots sont en service en France.

Il est probable que demain d'autres interfaces hommes-machines seront développées. La robotique n'en est qu'à ses balbutiements mais déjà, un robot avec trois bras robotisés permet de reproduire, à l'intérieur du corps, les gestes du chirurgien: le *da Vinci*[®].

2.3.2.2.3.2.4 *da Vinci*[®] (Intuitive Surgical©) (30, 85, 86)

2.3.2.2.3.2.4.1 Historique

La tendance générale tend à réduire l'invasivité des interventions. Depuis presque 20 ans maintenant, il est de plus en plus fréquent de subir une intervention sous cœlioscopie et ce dans un nombre croissant de domaines chirurgicaux. Il est désormais possible d'assister le geste du chirurgien par l'intermédiaire des instruments cœlioscopiques et laparoscopiques grâce à un robot "assistant". Nous avons vu que l'AESOP est capable d'assister le chirurgien dans le maintien des instruments endoscopiques; mais il existe désormais une véritable "révolution" chirurgicale. Le robot *da Vinci S HD Surgical System*[®] fabriqué par la firme américaine Intuitive Surgical Inc. est un exemple frappant de cette révolution.

En effet, la volonté de créer un robot assistant et même plus exactement téléopéré provient de la célèbre National Aeronautics And Space Administration NASA, qui en 1972 cherche à assister les astronautes en orbite nécessitant une intervention (30). Les possibilités technologiques, robotiques et informatiques rendaient à l'époque l'épreuve insurmontable.

Puis avec l'avancée progressive des techniques de chirurgie endoscopiques, de chirurgie assistée par ordinateur, et de robotique, le projet revient au goût des chercheurs. En effet, l'armée américaine à la fin des années 80, cherche à soigner ses soldats directement au poste de secours, sans que le chirurgien ait à se déplacer.

Il est alors question de transférer les gestes du chirurgien sur un robot capable d'interpréter et de transformer ces gestes en signaux électriques qui pourront être transmis sur la zone d'affrontement. Une fois arrivés sur la zone des soins à effectuer, les signaux doivent être réinterprétés et transformer en gestes par un robot esclave directement sur le patient ou soldat, car le personnel médical présent n'est pas forcément apte à réaliser le type d'intervention nécessaire.

C'est à partir de cette volonté de télé-chirurgie que la société Intuitive Surgical Inc. est créée en 1995. Des recherches effectuées par cette entreprise, naîtra le *da Vinci Surgical System* en 1999.

2.3.2.2.3.2.4.2 Principes

Le Robot *da Vinci Surgical System*© (simplifié par la dénomination Da Vinci) est un robot semi-actif d'assistance opératoire capable de réaliser des interventions de télé-chirurgie.

Pour ce faire, le robot *da Vinci* est constitué de 3 parties distinctes (Photo courtesy of Intuitive Surgical, Inc., 2009) :



Figure 37: Le Robot : DaVinci Surgical System©

- La console du chirurgien :

Le chirurgien expérimenté réalise l'intervention sur cette console, en position confortablement assise, en regardant les images provenant du patient en 3 dimensions. C'est à ce niveau que le chirurgien manipule les "poignées-joysticks-systèmes" de commande qui transcrivent les gestes chirurgicaux à la partie effectrice des gestes dans le champ opératoire.



Figure 38: Console du chirurgien



Figure 39: Système de commande haptique

Principaux éléments de la console du chirurgien:

- le système de vision binoculaire
- le système de commande ou joystick ou manettes...



Figure 40: Corrélation entre les gestes du chirurgien et vision sur les instruments effecteurs.

- Le kart effecteur:

C'est le support des bras qui soutiennent les instruments qui vont être mobilisés à l'intérieur du patient. Dans le système Da Vinci, il y a 3 bras en tout : 2 pour les instruments et 1 pour la caméra endoscopique; contrairement au système *da Vinci S HD*, qui en a 4: 3 pour les instruments et un pour la caméra. Il existe également un écran tactile permettant le paramétrage du kart et l'interactivité de l'aide opératoire resté(e) auprès du malade avec le chirurgien.



Figure 41: Kart effecteur

Chaque bras comporte sept axes de rotation et peut se déplacer comme un ensemble porteur de scialytique (indiqué en vert); et un axe de translation-insertion pour l'instrument lui-même.

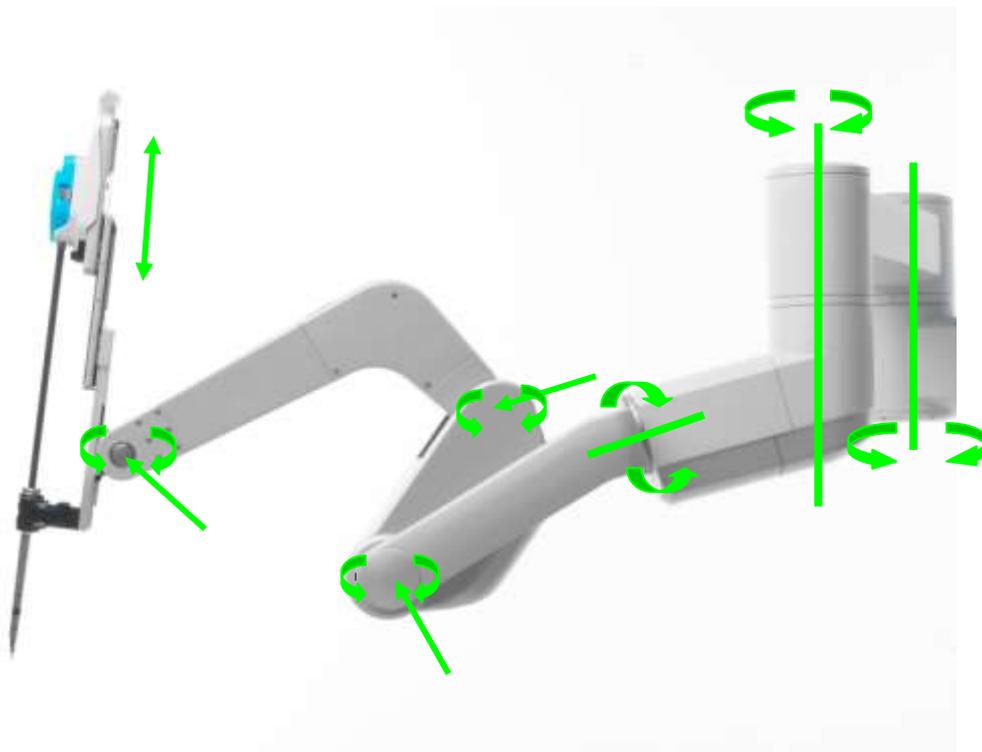


Figure 42: un des bras effecteur

Les trois bras porteurs d'instruments peuvent donc se déplacer dans toutes les dimensions selon 7 degrés de liberté. A l'extrémité du bras se situe un instrument appelé Endowrist® qui aura la forme

de l'instrument habituellement utilisé en chirurgie conventionnelle. Il existe toute une gamme de différents types d'instruments (>40), de diamètre 8 et 5 mm, tous capables de pénétrer dans des trocars standards (1cm de diamètre).

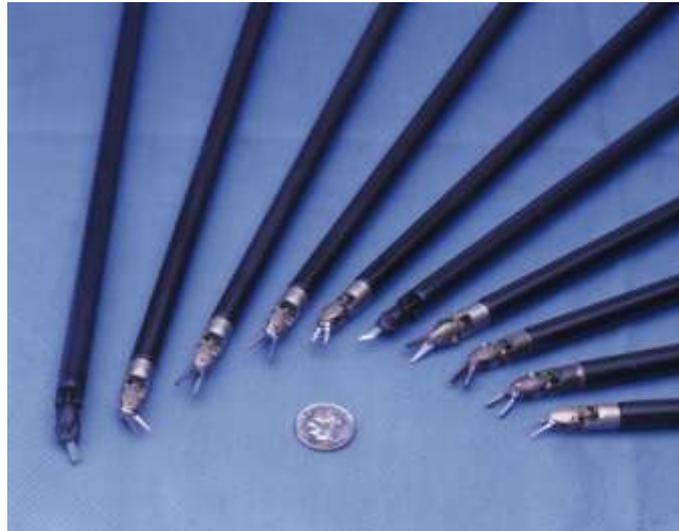


Figure 43: Exemple de gamme d'instruments

En plus de sa forme quasi conventionnelle, il aura la faculté d'être très mobile: selon 7 degrés de liberté:

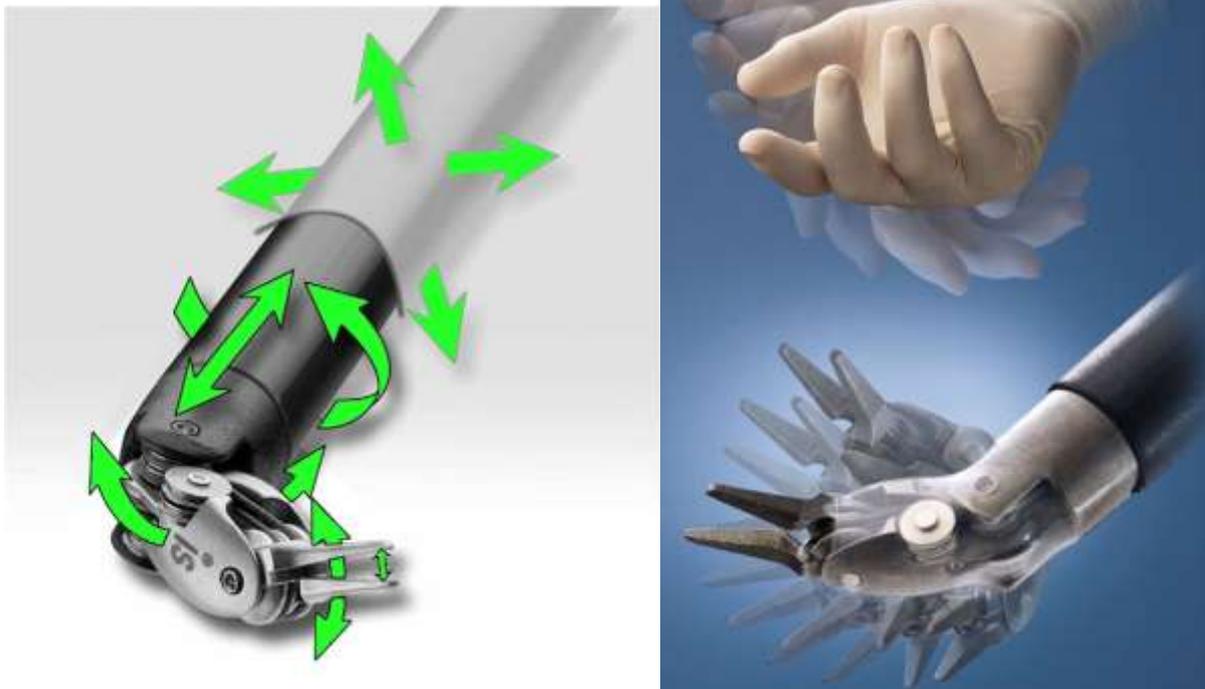


Figure 44: Degrés de liberté de l'instrument

Enfin, pour avoir le contrôle total sur l'ensemble du champ opératoire, le chirurgien dispose du dernier bras endoscopique muni de la caméra endoscopique stéréoscopique (puissance de zoom x2 à x10) :



Figure 45: Caméra stéréoscopique endoscopique

- Dernier élément du dispositif, la centrale informatique :
qui permet d'effectuer un contrôle et un lissage des gestes du chirurgien en appliquant un filtrage des tremblements jusqu'à plus de 1300 fois par seconde.



Figure 46: Centrale informatique

2.3.2.2.3.2.4.3 Applications

Le système de chirurgie robotisée *da Vinci* a été le premier robot approuvé par la très sévère Food and Drug Administration (FDA) en l'an 2000. Depuis, il occupe le théâtre chirurgical dans des spécialités variées telles que: Chirurgie urologique, Chirurgie abdominale, Chirurgie cardiaque, Chirurgie gynécologique, Chirurgie pédiatrique et Chirurgie générale.

Grâce à sa polyvalence, sa précision et sa simplicité, le système *da Vinci* est aujourd'hui considéré par le plus grand nombre comme la solution actuelle à la chirurgie robotisée des tissus mous.

2.3.2.3 Les systèmes actifs: robots chirurgicaux automatiques

Les systèmes actifs sont des systèmes d'assistance chirurgicale au vrai sens du terme, ils assistent le chirurgien pour la réalisation de tâches pour lesquelles les performances humaines peuvent être améliorées. Ils jouent donc un rôle dans tout ou partie d'un geste chirurgical. L'appellation actuelle de robot chirurgical est erronée; en effet comme défini plus haut, un robot est doué d'un certain pouvoir de décision; or, pendant les interventions chirurgicales, le chirurgien reste en permanence maître de la situation et l'unique décisionnaire (59, 70).

2.3.2.3.1 Historique

Il existe déjà de nombreux systèmes commercialisés d'assistance opératoire par des robots chirurgicaux. Les premières indications de ces robots furent le forage automatique des fûts diaphysaire fémoraux en orthopédie pour les prothèses de hanche et de genoux; les robots d'assistance endoscopiques en neurochirurgie et en chirurgie laparoscopique. Ces premiers robots commencèrent à opérer vers le début des années 90 (ROBODOC® en 1992).

2.3.2.3.2 Principes

Le principe fondamental de la chirurgie robotisée est que le pouvoir de décision reste entièrement au chirurgien. En effet, il est le responsable:

- du diagnostic préopératoire grâce aux documents d'imagerie,
- de la planification chirurgicale assistée
- de la simulation chirurgicale, et de sa validation ou non
- de la réalisation de la grande majorité de l'acte chirurgical (le robot n'effectue encore

- qu'une faible partie de l'intervention complète)
- des réactions qu'il faut avoir en cas d'incident ou aléa peropératoire.

Le robot ne constitue donc qu'un complément, qu'un supplément au geste chirurgical. Il n'est en aucun cas indispensable.

Les principes de fonctionnement relèvent alors des systèmes de positionnement, localisation vus dans les systèmes de chirurgie passifs et semi-actifs.

2.3.2.4 Exemples de systèmes actifs

- ROBODOC[®] ou CASPAR[®]

Ce sont des robots de type actif utilisés en chirurgie orthopédique. Ils permettent de réaliser par exemple des forages automatisés des futs diaphysaires fémoraux et tibiaux dans les chirurgies de prothèse totale de hanche ou de genou.

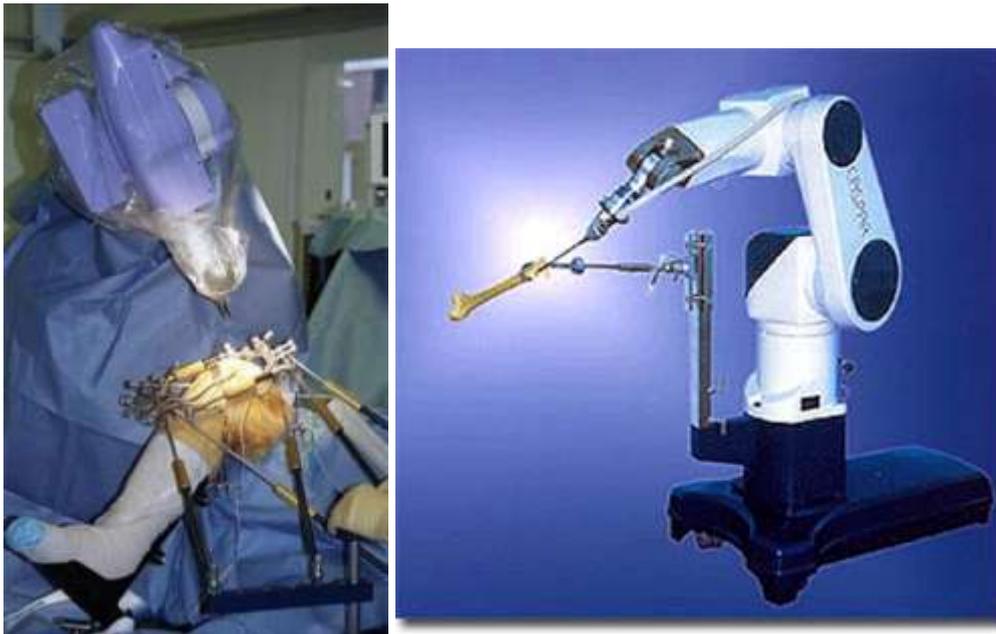


Figure 47: Robots ROBODOC et CASPAR

- Cyberknife[®]

C'est aussi un robot actif dédié à la radio chirurgie. En effet c'est un robot capable de projeter selon un planning de tir, des rayons X très puissants focalisés sur une cible préalablement localisée. La trajectoire, le point d'impact, le trajet intracorporel, la focalisation, la durée et la puissance des tirs de rayons X sont préprogrammés, puis exécutés une fois validés.



Figure 48: Cyberknife® d'Accuray© (30)

- Etude de Brief J. et Boesecke R. (27)

Dans cette étude, le principe du robot est en réalité un guide chirurgical semi-actif programmable. C'est-à-dire que le robot guide le geste du chirurgien en le contraignant directement. L'avantage de ce type de robot est qu'il est programmable; il est alors possible en fonction des éventuels aléas opératoires de reprogrammer l'intervention tout en conservant la précision obtenue grâce à l'assistance du robot; contrairement aux guides chirurgicaux semi-actifs non programmables dont l'utilisation est stoppée par un aléa chirurgical.

On peut envisager que le robot ne soit plus réduit qu'à un simple guide en lui montant directement le moteur de forage sur le bras guide, ce qui le rendrait alors actif puisque réalisant lui-même le forage.

Cette technique obtient des résultats comparables à ceux obtenus selon les auteurs, avec des gouttières chirurgicales, de l'ordre de 1 à 2 mm de précision opératoire.

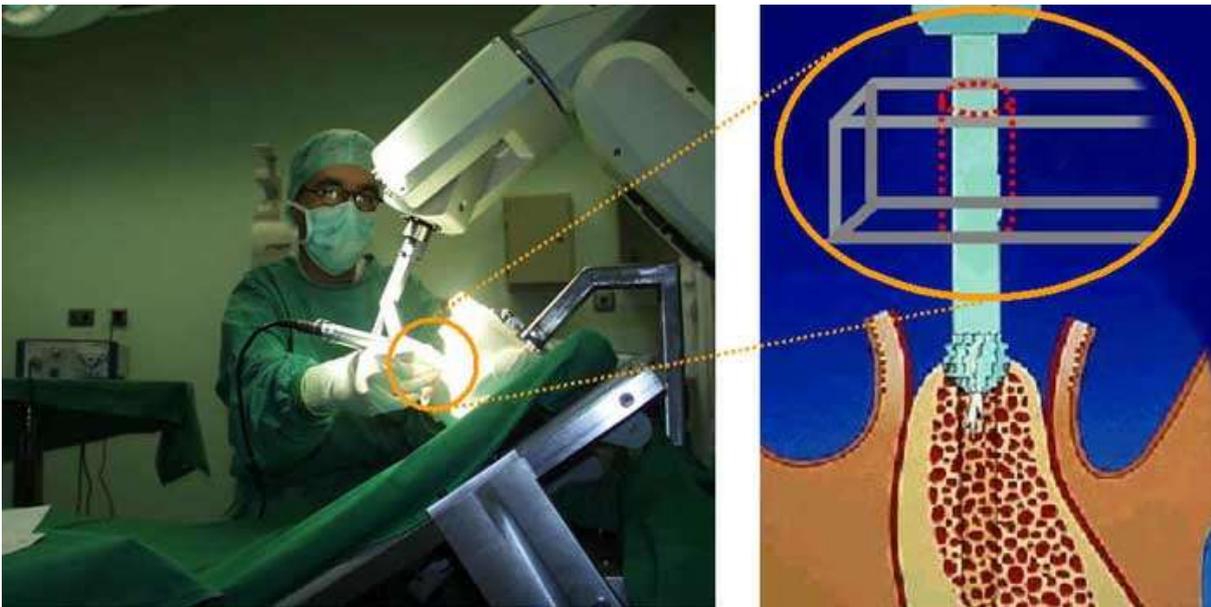


Figure 49: Main du chirurgien tenant le moteur de forage guidée par le robot (27).

- Etude de Maassen (101)

Cette étude réalisée par une équipe de chirurgiens ORL permet de réaliser des ostéotomies de voie d'abord intracrânienne, et en particulier dans la région temporale où les risques anatomiques sont nombreux. Ce système utilise un repérage grâce aux images scanner et une mise en corrélation des images et de la réalité par balayage au laser de la surface osseuse à travailler.

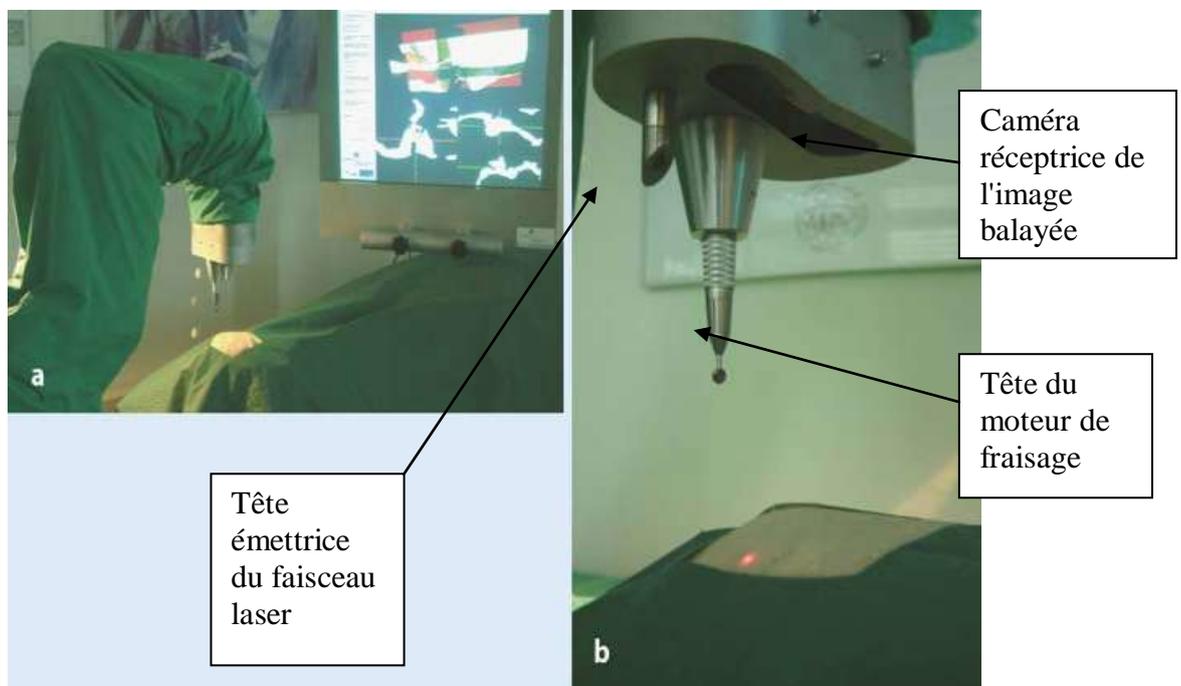


Figure 50: Balayage au laser permettant le repérage de la surface osseuse à fraiser (101).

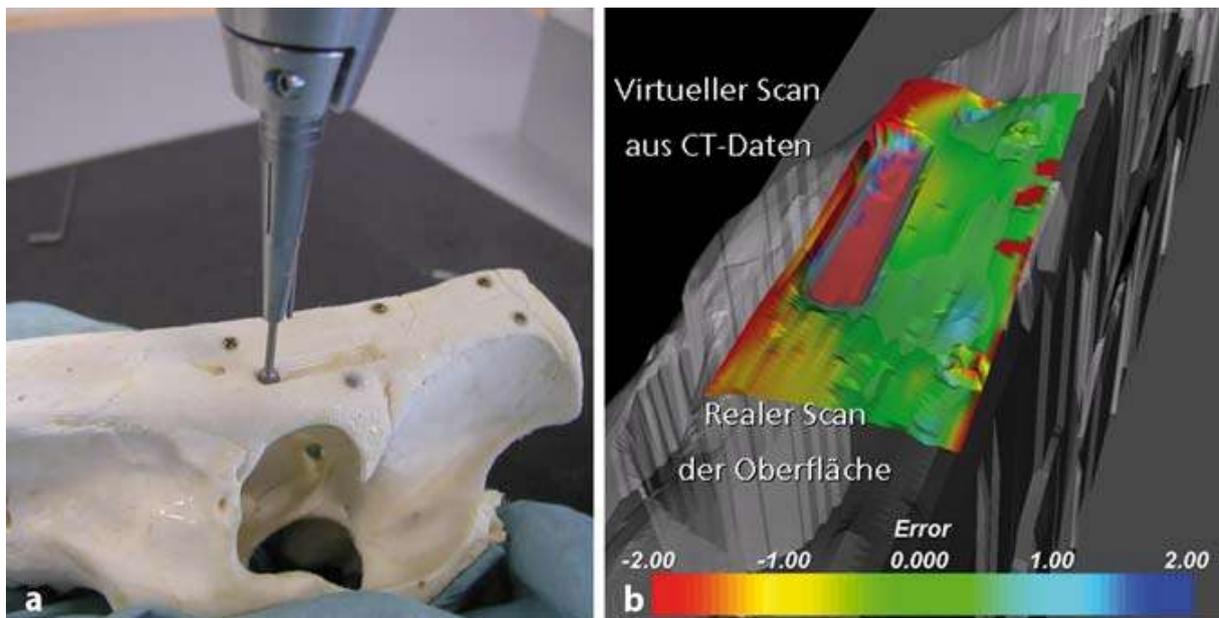


Figure 51: Fraisage in vitro et corrélation entre le planning et le balayage de surface (101).

- Etude de Korb (91)

Dans cette étude, l'équipe de chirurgiens maxillofaciaux réalise un système capable d'effectuer des fraisages et forages dont la trajectoire n'est pas uniquement rectiligne. En effet, en chirurgie orthognathique, les tracés d'ostéotomie suivent de multiples axes, profondeurs et directions [Cf. Fig. 52]. Il est donc nécessaire de pratiquer les ostéotomies avec un robot capable de mouvoir la tête de fraisage avec une précision suffisante, et aussi surveiller la trajectoire de la tête de fraisage en temps réel.

Pour ce faire, ils ont mis en œuvre un robot de chirurgie orthopédique CASPAR[®] [Cf. Fig. 53], ainsi qu'un système de localisation en temps réel des instruments de type POLARIS[®], utilisant la localisation par triangulation grâce à des capteurs optoélectroniques [Cf. Fig. 54]. Ils se servent également d'un dispositif sensoriel du couple procuré par le moteur de fraisage.

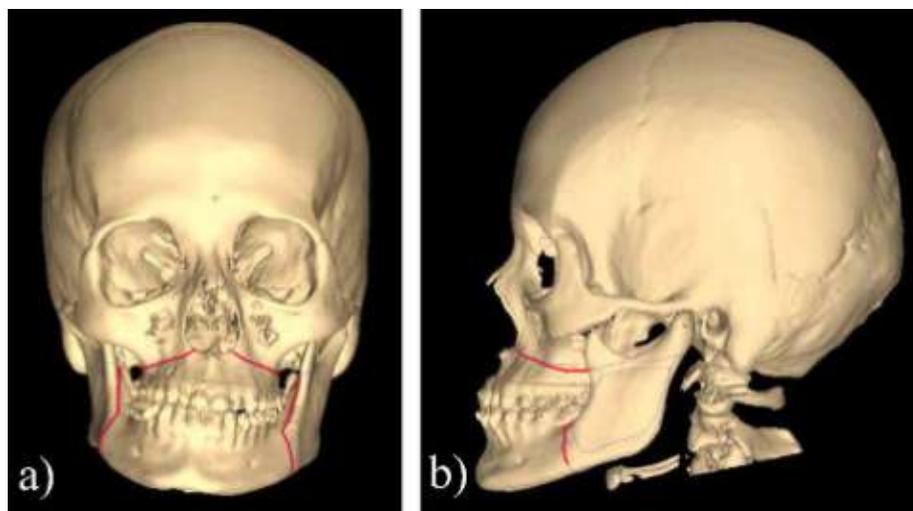


Figure 52: Tracés d'ostéotomies en chirurgie orthognathique (77)

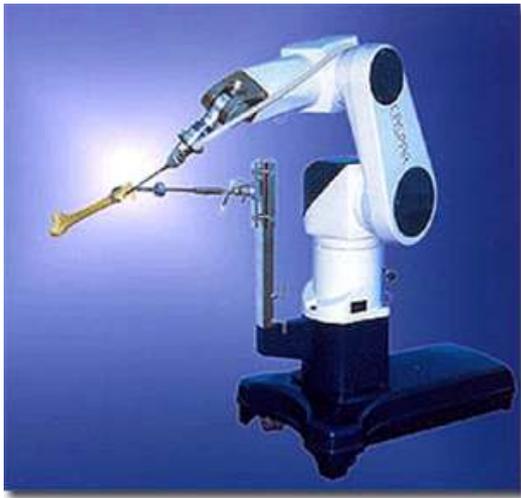


Figure 53: Robot CASPAR

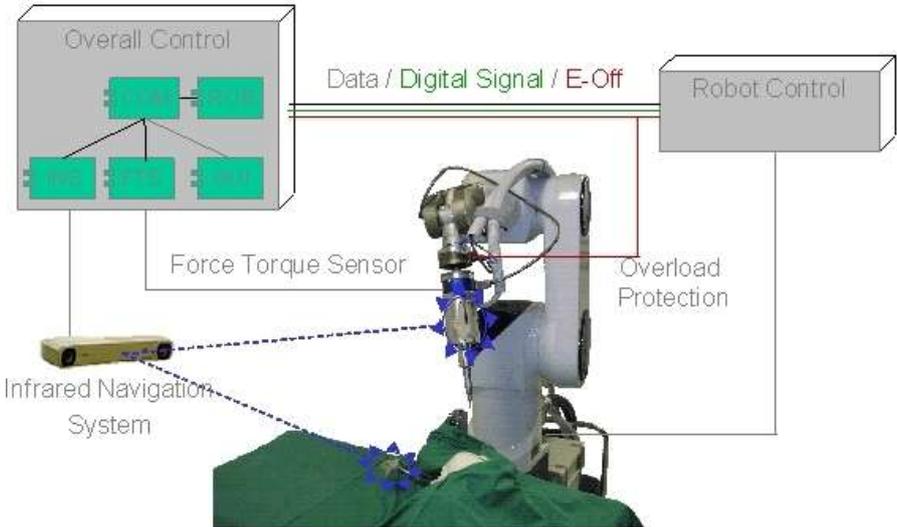


Figure 54: RobacKa (92)



Figure 55: RobacKa (92)

C'est à ce jour, et selon ce que nous avons pu trouver dans la littérature, le seul système de robot actif utilisé en chirurgie maxillofaciale.

3 La phase préopératoire du traitement: acquisition, analyse des images ou planification

Tout traitement implantaire commence par une consultation. Elle comporte des éléments essentiels à l'ensemble du traitement.

Le praticien commence par s'informer des attentes du patient, il doit comprendre ce qu'il désire et ce, de manière la plus univoque possible. S'il ne réalise pas cette étape majeure, le praticien risque d'aller à l'encontre de ce que peut vouloir le patient en ne suivant que son sens clinique. Il faut toutefois modérer les attentes des patients dont les demandes seraient irréalisables, trop risquées, compromettant la pérennité du traitement, voire même mettant en jeu de façon intempestive la responsabilité du praticien.

Dans les étapes préliminaires au traitement, nous nous consacrerons à l'étude radiologique et informatique. Il est cependant indispensable de réaliser un examen complet exo et endo-buccal, le bilan médical complet en fonction de l'état général du patient avant toute investigation radiologique.

3.1 Exploitation des images

3.1.1 Nature des images exploitables

3.1.1.1 Cliché rétro-alvéolaire

Le cliché rétro-alvéolaire est un cliché diagnostique d'examen précis de la zone à implanter. Il nous indique en partie l'état de cicatrisation post-extractionnelle du site, ainsi que l'état des travées osseuses. Il donne donc une indication sur la densité osseuse du site à implanter. Il permet de mettre en évidence d'éventuels apex laissés en place après extraction, de condensations osseuses telles que des odontomes ou ostéomes, ou encore de matériau d'obturation endodontique (laissé après extraction) posant alors la contre-indication momentanée de l'implantation. Il permet aussi d'objectiver les lacunes éventuelles.

Cet examen n'est pas l'examen radiologique initial préféré des chirurgiens; il est utilisé tel un examen complémentaire après panoramique permettant d'obtenir une meilleure précision sans abuser du scanner et donc d'une trop grande irradiation. L'appréciation de la densité osseuse permise par cet examen reste subjective (114).

Ce genre de cliché, même numérique, ne sera pas utilisé par les logiciels de planification implantaire. Il sera cependant l'examen préférentiel pour la maintenance implantaire et péri implantaire.

3.1.1.2 Orthopantomogramme

C'est une tomographie courbe à balayage rotatoire dont les centres de rotation ne sont pas fixes, et les coupes ont une épaisseur variable. Chaque appareil a ses caractéristiques propres (nombre de centres de rotation, direction et axe du faisceau, vitesse de mouvement du film ou capteur et du faisceau, taille du film ou capteur, intensité et voltage...).

Il constitue l'examen initial dans quasiment tous les cas. C'est l'examen de référence pour une analyse primaire de la faisabilité d'un quelconque traitement implantaire. Il permet d'objectiver l'ensemble des maxillaires et structures anatomiques environnantes. Il est parfois suffisant avec l'examen de palpation pour poser un implant dans une zone sans risque où les crêtes sont bien larges (9).

Il se révèle cependant insuffisant lorsque l'analyse des structures osseuses requiert une grande précision du fait de la distorsion volumique. Ces cas sont retrouvés dans les situations d'implantation dans les secteurs édentés dont la résorption a fortement réduit le volume osseux. En effet, il ne permet pas une analyse du volume osseux dans toutes les directions de l'espace. Il apparaît alors indispensable de compléter l'examen endo-buccal et le panoramique par un examen scanner.

Ces structures osseuses non objectivées par le panoramique se situent:

- au niveau postérieur maxillaire en rapport avec le sinus maxillaire, l'observation de la hauteur sous-sinusienne n'est pas toujours suffisamment précise
- au niveau antérieur maxillaire, la résorption antéropostérieure de l'arcade n'est pas objectivée par les plans de coupe panoramique, et l'épaisseur de la muqueuse ne permet pas toujours à l'examen par palpation de s'assurer de l'épaisseur des crêtes osseuses
- au niveau postérieur mandibulaire, le rapport avec le PADI n'est pas toujours suffisamment visualisé particulièrement dans un os peu dense
- au niveau antérieur mandibulaire, pour les mêmes raisons que l'arcade antérieure.

Selon l'agrandissement utilisé, il sera possible de comparer l'espace disponible et la taille de l'implant grâce à des gabarits implantaire transparents adaptés.

Bert et Missika (15) le considèrent comme un examen indispensable de "débrouillage" du cas, mais souvent insuffisant.

Ce genre de cliché, même numérique, ne sera pas utilisé par les logiciels de planification implantaire.

3.1.1.3 Coupes tomographiques Scanora

Comme décrit précédemment dans la 1^{ère} partie, les images de format Scanora peuvent être utilisées pour l'étude préimplantaire. Il est cependant nécessaire de prendre en compte le facteur d'agrandissement des images analogiques donnant une impression papier avant d'y superposer les gabarits transparents implantaire. Il faudra utiliser des gabarits dont l'échelle correspond avec le facteur d'agrandissement.

Pour les images Scanora numériques, il n'en est rien puisqu'il n'y a pas d'agrandissement.

Comme décrit précédemment aussi, il est possible de l'utiliser de façon assez précise jusqu'aux premières molaires. L'inconvénient majeur sera donc l'impossibilité de l'utiliser dans tous les cas.

Pour ces différentes raisons, le Scanora est de moins en moins utilisé au bénéfice du Dentascan ou Scanner.

Ainsi l'utilisation du format Scanora n'est pas décrite dans la littérature sur la navigation chirurgicale en implantologie.

3.1.1.4 Coupes tomographiques Dentascan

La reconnaissance de la tomodensitométrie axiale comme l'examen de prédilection pour établir le plan de traitement implantaire est actuellement indéniable (11, 12, 40, 120, 160). Les images obtenues par le scanner sont analysées par le logiciel Dentascan de traitement des images spécifiquement maxillaires.

Les images obtenues sont des reconstructions en 2 dimensions: des coupes frontales ou panoramiques, et sagittales obliques.

Il sera donc possible d'analyser:

- un cliché axial de référence sur lequel seront disposées et numérotées les reconstructions coronales, avec l'épaisseur de coupe,
- des reconstructions curvilignes panoramiques suivant la concavité mandibulaire et

maxillaire,

- des reconstructions coronales obliques numérotées de la droite vers la gauche.

Les clichés obtenus par le Dentascan sont numérisés, en grandeur réelle et d'une grande netteté; il sera donc possible de réaliser une étude fiable et performante par des mesures directes du volume osseux disponible en taille réelle. Il permet également une étude de la texture osseuse: épaisseur réelle de la corticale, qualité de l'os spongieux et un repérage des éléments anatomiques.

Ce logiciel va procurer au chirurgien un ensemble d'images qui vont permettre l'indication préopératoire et le mener vers une stratégie implantaire adaptée à chaque cas.

Cependant, le logiciel Dentascan ne permet pas le transfert de la planification au site implantaire; ce transfert est réalisé grâce aux autres logiciels qui assurent un traitement d'image et une planification du plan de traitement implantaire.

3.1.1.5 Téléradiographie crânienne de profil

C'est une projection des structures crâniennes sur le film radiographique avec comme source des rayons, un point situé suffisamment loin et dont le faisceau est collimaté.

Cet examen se révèle être un outil très appréciable dans l'étude de la région symphysaire (40). Il permet d'évaluer le volume osseux vestibulo-lingual, le volume osseux vertical, la densité osseuse et la forme des corticales.

Il n'entraîne pas de déformation de la région symphysaire.

Selon Assemat-Tessandier et Amzalag (9), il est utilisé en complément de la radiographie panoramique, et se trouve être suffisant dans les cas d'édentement complet mandibulaire où l'implantation est prévue entre les foramens mentonniers; et au maxillaire en avant des sinus. Il est inutile en postérieur.

La définition fournie par l'image est suffisante pour estimer la hauteur de la crête et sa forme, et donc, la hauteur nécessaire de régularisation à effectuer en cas de crête en lame de couteau.

Il peut également être utile dans la prévision de prélever un greffon d'origine symphysaire.

3.1.1.6 Imagerie à résonance magnétique

L'imagerie à résonance magnétique nucléaire est très régulièrement utilisée en chirurgie maxillofaciale pour parfaire le diagnostic. Elle constitue une source précieuse d'information sur les tissus mous. Elle est donc très régulièrement sollicitée dans la planification implantaire dans le cadre d'interventions cranio-maxillo-faciales.

Cependant, il n'est pas encore usuel d'utiliser cette imagerie pour la chirurgie implantaire. En effet le coût d'un tel examen est encore considéré comme trop élevé pour les bénéfices qu'il apporte. Cependant l'intérêt de voir le canal mandibulaire dans sa totalité est fondé (1, 23).

Il est intéressant de noter que de nombreux systèmes de planification assistée par ordinateur permettent la fusion des images d'IRM avec des images d'autres sources d'imagerie telles que les scanner ou la fluoroscopie en vue de réaliser des interventions cranio-maxillo-faciales.

Le logiciel Mirit® (102) permet d'intégrer ces images avec d'autres images de type scanner par exemple.

3.1.1.7 Tomodensitométrie axiale (Scanner) (11, 125, 142, 160)

La tomodensitométrie axiale est l'examen privilégié pour étudier les variations de volumes des tissus durs. Elle permet de positionner toutes les structures anatomiques vues précédemment dans les rappels. Le scanner permet également de quantifier l'épaisseur vestibulo-linguale des crêtes; il permet également de bien matérialiser le trajet intra-osseux du PADI.

Les indications du scanner sont nombreuses en chirurgie implantaire:

- choix du meilleur site anatomique d'implantation prenant en considération la topographie osseuse des maxillaires et la texture,
- possibilité ou non d'implantation en fonction de la stratégie implantaire et guidage de la stratégie en fonction des données volumiques osseuses,
- position de l'implant dans l'os: insertion dans la médullaire et appui dans la corticale en fonction de la position et de la texture osseuse,
- confrontation de l'axe prothétique idéal et de l'axe anatomique idéal grâce au guide radiologique(.),
- validation ou modification du guide chirurgical,
- choix de l'implant et du système implantaire,
- découverte de déficiences osseuses compromettant temporairement ou

définitivement la stratégie implantaire,

- découverte de nouveaux sites implantaires, non décelés au premier examen panoramique,

3.1.2 Spécificités d'acquisition scannographique dans le cadre d'une chirurgie assistée par ordinateur

Lorsque les conditions d'implantation ne sont pas aisées, ou bien que le plan de traitement nécessite une rigueur et une précision drastiques, il est alors judicieux de choisir l'aide informatique pour répondre à ces doléances. Il sera alors recommandé de recourir au scanner, de façon à planifier l'ensemble du plan du traitement. Dans le cadre d'une chirurgie assistée par ordinateur, le scanner sera alors systématiquement étudié grâce à un logiciel spécifique de planification implantaire.

L'acquisition des images du patient ne se réalise pas à la première séance. Il est toujours nécessaire de réaliser une empreinte pour réaliser les modèles d'étude.

Dans la majorité des cas, l'épaisseur des coupes scanner requise par les logiciels, devra être inférieure à 1 mm et préférablement comprise entre 0,5 à 1mm (12, 28, 77, 79, 94, 136, 163). En effet, une grande précision est nécessaire à toutes les étapes du traitement pour obtenir les meilleurs résultats possibles.

Il est également important que le patient ne bouge pas lors de l'acquisition des images scanner. En effet, les mouvements engendrent des artefacts rendant les images floues et donc difficilement exploitables, entraînant une baisse de précision de l'analyse, et de la pose (104).

Selon Wagner et Al. (170), les mouvements principaux sont de légères rotations de la tête et/ou une translation. Les mouvements sont inéluctables pendant l'acquisition, mais la plupart de ceux-ci n'engendrent pas d'effets visibles sur les images; cependant, des mouvements d'amplitude supérieure à 0,5cm et 2° de rotation se verront et engendreront des imprécisions.

Selon Solar et coll. (147) la comparaison entre les mesures des images scanner (épaisseur de coupe 1,5mm), et les mesures réelles réalisées sur les modèles de mandibules donne une différence horizontale de 0,29 +/- 0,32mm, et une différence verticale de 0,65 +/- 0,43mm. Il considère donc important l'épaisseur de coupe scanner et conseille de garder à l'esprit en planification la différence de hauteur entre les images scanner et la réalité.

3.1.2.1 Protocole pour systèmes semi-actifs

Pour les systèmes semi-actifs ou gouttières chirurgicales, il sera réalisé sur le modèle d'étude un wax-up afin d'objectiver l'optimum prothétique. Avec le wax-up comme base, il sera réalisé au laboratoire une plaque en résine translucide ressemblant à une Prothèse Adjointe Partielle recouvrant les dents restantes et le wax-up.

A partir de cette plaque résine, des trous seront réalisés au niveau du point d'émergence optimum, selon l'axe prothétique optimum. Ils seront remplis d'un produit radio-opaque afin d'être facilement reconnaissables au scanner.

Il existe également une autre solution, elle consiste à réaliser une prothèse scanographique qui représente une copie du montage dentaire diagnostique, basé sur une prothèse amovible existante. Pour obtenir une prothèse scanographique radio-opaque complète, il est recommandé d'utiliser les quantités suivantes d'oxyde de baryum: BaSO₄ pour l'embase et les dents de la prothèse:

- embase 10 % BaSO₄
- dents 30 % BaSO₄

Grâce à ces points de repère radio-opaques, le chirurgien pourra voir l'axe prothétique idéal sur le scanner et corrélér l'axe implantaire avec l'anatomie du patient.

Puis la confection du guide chirurgical pourra être une transformation du guide radiologique en guide chirurgical, ou bien une fabrication nouvelle d'un guide chirurgical différent du guide radio (en cas de correction de l'axe ou du point d'émergence). Le guide chirurgical constituera donc le point de repère pour le chirurgien.

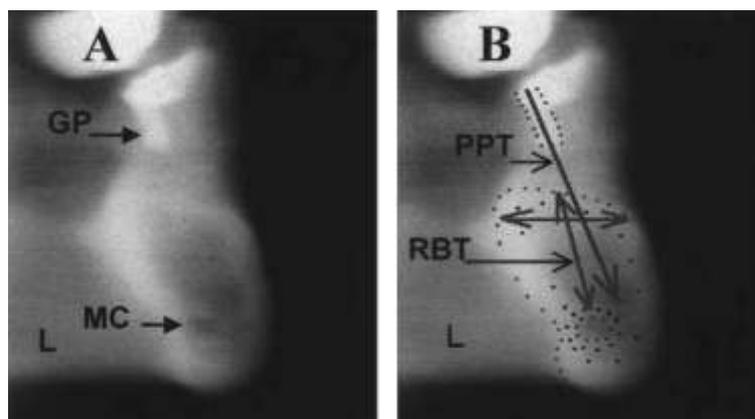


Figure 56: Analyse des critères prothétiques en fonction des critères anatomiques grâce au scanner et au guide radiologique (6).

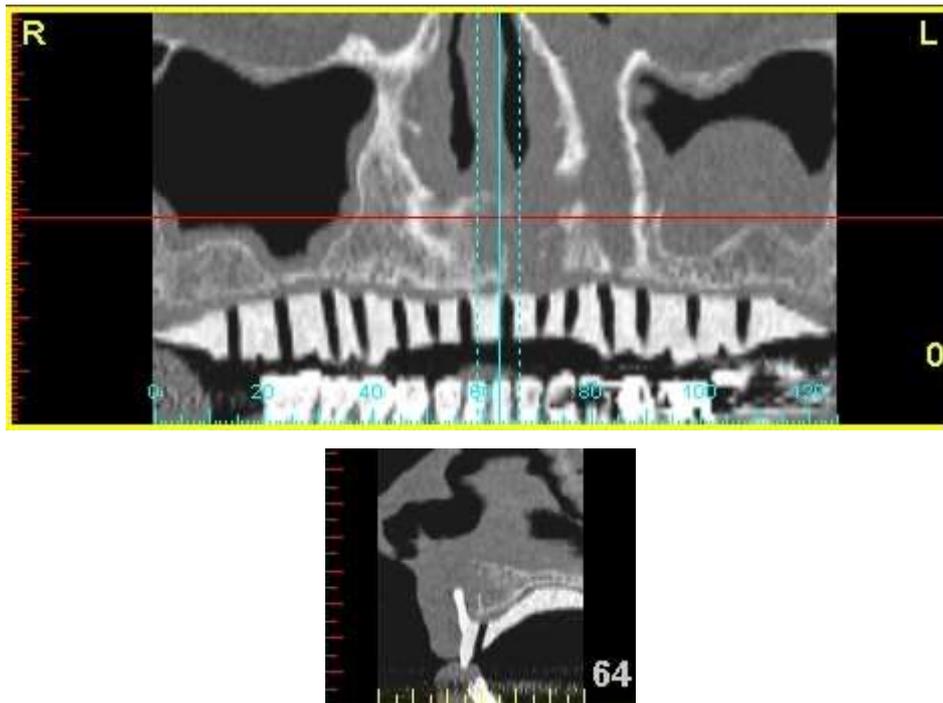


Figure 57: Guide radiologique selon SimPlant

3.1.2.2 Protocole pour systèmes passifs et actifs

Pour les systèmes passifs ou actifs, le guidage se fait par positionnement du patient en peropératoire, par rapport aux données préopératoires. Il est donc évident qu'il faudra retrouver un point de repère inamovible entre ces deux instants: le temps radiologique et le temps opératoire. Il sera également nécessaire de réaliser le montage directeur prothétique, afin de connaître les doléances prothétiques; qui pourra alors être transposé en guide radiologique. Mais ce guide ne servira pas à la corrélation des données préopératoires et peropératoires.

Pour ce faire, il existe un autre lien de corrélation entre ces deux temps:

3.1.2.2.1 Les marqueurs de position du patient

3.1.2.2.1.1 Marqueurs anatomiques

3.1.2.2.1.1.1 Limites ou points anatomiques de référence

Il est possible de marquer des points de repère anatomiques inamovibles. Ces points de repère ne sont que peu dépendants des mouvements peauciers, ce qui accroît très fortement la précision de la localisation.

Les zones anatomiques de référence sont des limites aisément reconnaissables et surtout dont le positionnement est reproductible. Ces zones sont par exemple le canthus externe, le milieu inter-incisif, les points de contact interdentaires, le tragus cutané ou encore l'épine nasale antérieure (54, 107). L'avantage de ce marquage anatomique est la simplicité: pas de marqueurs spécifiques attachés sur le patient, pas de risque de perte de l'enregistrement entre l'imagerie et la chirurgie, pas de procédure spécifique avant et pour l'imagerie.

Les résultats obtenus avec ces techniques de repérage anatomiques donnent des résultats disparates et de toute façon insuffisants, dus par exemple à la mobilité cutanée, l'inflammation potentielle. La gamme de précision obtenue fluctue de 2 à 5mm selon les études (66, 70, 78).

Dans certains cas, il n'est pas possible d'utiliser uniquement les marqueurs anatomiques; les marqueurs artificiels seront alors utilisés en complément.

3.1.2.2.1.1.2 Capteurs de surface cutanée ou muqueuse

3.1.2.2.1.1.2.1 Balayage de surface (106, 107, 123, 136, 137, 162)

Il existe également des techniques d'enregistrement de la surface du visage. Ce sont des instruments qui permettent de numériser les reliefs cutanés sans les toucher.

Un exemple de système consiste à faire balayer la surface cutanée par un faisceau laser. Cette source laser passe à travers une lentille cylindrique rendant alors le faisceau émergeant plan. L'objet est alors scanné par ce faisceau plan; l'intersection entre les deux est enregistrée par une caméra dont la position est connue. La position spatiale de tous les points d'intersection du plan laser et de l'objet est alors déduite par traitement numérique.

Pour avoir l'ensemble de la surface de l'objet, il est possible de faire faire une translation à l'objet ou au faisceau laser et de les mettre en rotation selon un axe.

La numérisation de l'ensemble d'un visage par ce système avec une précision de l'ordre du millimètre prenait environ 30 secondes en 2004, (certainement y-a-t-il eu depuis, une réduction du temps de travail informatique avec les progrès des ordinateurs).

Une autre méthode consiste à projeter sur une surface donnée un ou plusieurs motifs de forme bien connue. L'analyse, par une caméra, de ces motifs permet aussi de calculer les reliefs. L'avantage est la suppression des pièces en mouvement, dont la panne est plus fréquente.

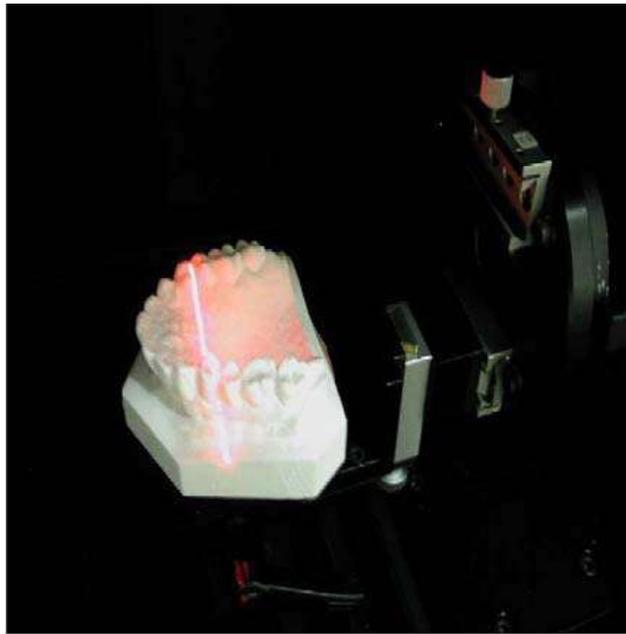
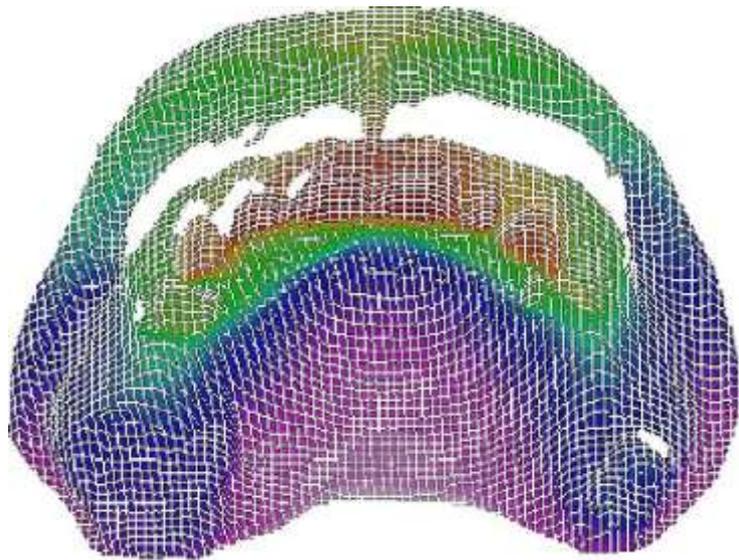


Figure 58: Machine de balayage au laser (162)



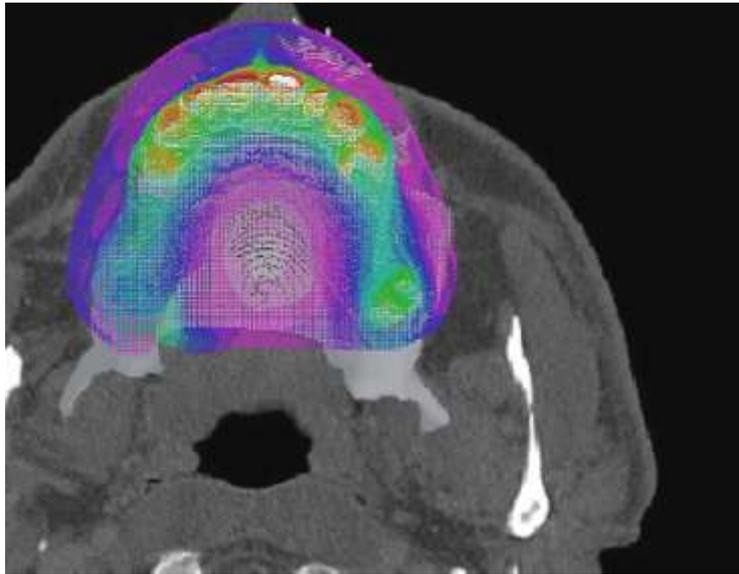


Figure 59: Balayage au laser de la surface buccale maxillaire et corrélation avec les images scanner (107)

La précision de cette technique de balayage est encore en amélioration, les dernières études obtiennent une précision oscillant entre 0,8 et 1,1 mm pour les plus récentes et jusqu'à 6 mm pour les plus anciennes (106, 107, 123, 136, 137, 162).

L'indication de cette technique de repérage pour l'implantologie n'est pas encore démontrée, étant donnée la nécessité de scanner une grande surface avec beaucoup de points pour obtenir une bonne précision.

3.1.2.2.1.1.2.2 Capture de la forme de surface (156)

Il existe également des systèmes dits de palpation ou palpeurs. Ces systèmes enregistrent les reliefs surfaciques grâce à des embouts-aiguilles dont l'enfoncement est enregistré et corrélié avec celui de l'aiguille d'à côté. Chaque mouvement d'embout ou aiguille ou palpeur est enregistré par rapport à une structure fixe, et est corrélié avec le palpeur voisin.

Ainsi, le système enregistre les dépressions muqueuses et osseuses (si les crêtes sont flottantes) ainsi que les zones en relief.

Il est alors possible de corréler les données palpées avec l'image scanner.

La précision obtenue par cette étude (156) pour l'enregistrement préopératoire a été de $0,4 \pm 0,2$ mm.

La déviation entre l'implant planifié et l'implant posé se révèle être de 0,2 mm en moyenne horizontalement, et 0,15 mm verticalement.

L'inconvénient majeur de l'ensemble des systèmes basés sur les systèmes de capteur de surface est l'enregistrement des parties cachées. L'objet devra alors être numérisé en plusieurs étapes ou

passage. Il sera alors nécessaire de fusionner les différentes étapes pour les replacer dans un référentiel commun, et donc obtenir une image reconstituée de l'ensemble de l'objet.

3.1.2.2.1.2 Marqueurs artificiels

Il existe également de nombreux marqueurs artificiels permettant d'obtenir des points de repère artificiels dont l'immobilité et la reproductibilité seront plus aisément obtenus que des marqueurs anatomiques superficiels. Ils doivent être reconnaissables sur les images scanner, et doivent donc être positionnés sur le patient avant l'étape d'imagerie.

3.1.2.2.1.2.1 Armatures additionnelles servant de référence spatiale (20, 93-108)

A partir de l'empreinte primaire réalisée à la première séance, il est réalisé un guide radiologique spécial. En effet, il peut être réalisé selon le même principe que les systèmes semi-actifs mais avec quelques spécificités.

Il est nécessaire d'y incorporer ou d'y attacher des marqueurs qui seront reconnaissables au scanner et en peropératoire afin de réaliser la localisation précise du patient.

Les marqueurs sont réalisés en titane car ce matériau ne crée pas d'artefact radiologique, et il est facilement visible. Leur conception et géométrie sont réfléchies afin de permettre l'accès à leur barycentre par une sonde de navigation; le petit creuset en leur centre, permet d'insérer la sonde et ainsi de parfaitement pointer le centre de gravité de la sphère (20, 93, 105, 112).

Tous ces marqueurs sont pointés grâce à une sonde de navigation, ou bien avec la pièce à main chirurgicale.

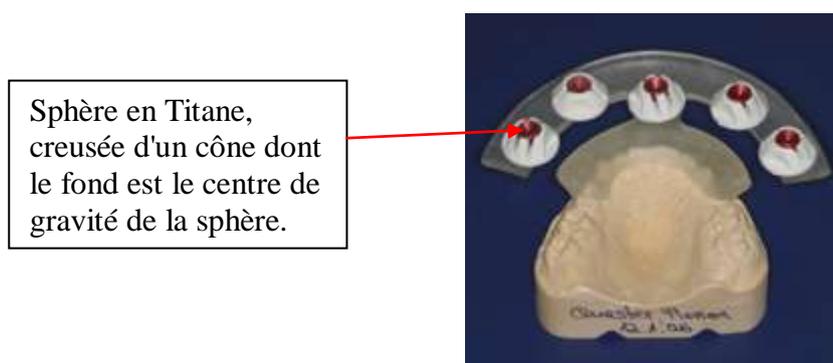


Figure 60: Armature attachée à la gouttière et ses marqueurs spécifiques (112)

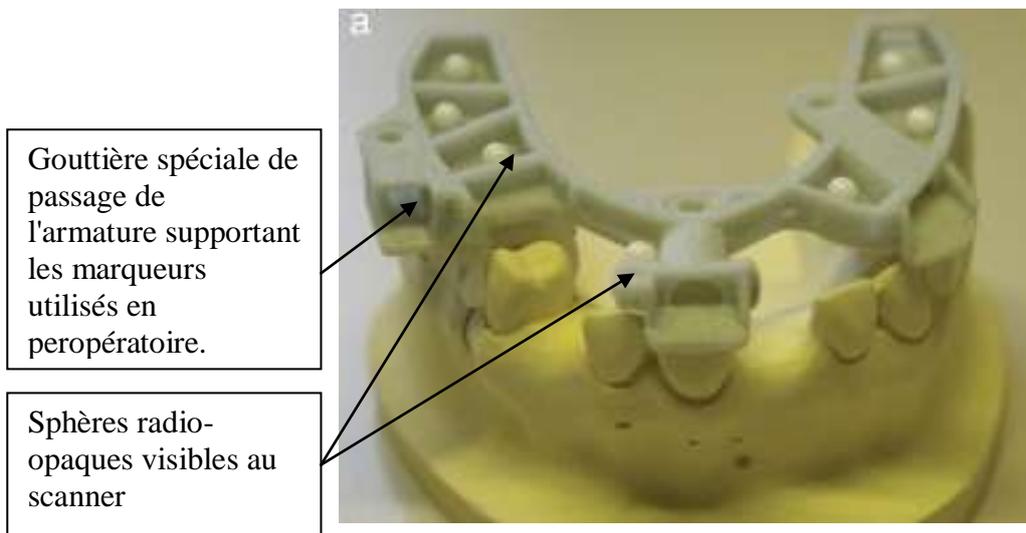


Figure 61: Guide radiologique spécialisé pour le système IGI-Denx (94)



Figure 62: Idem (flèche = marqueurs radiologiques) (178)

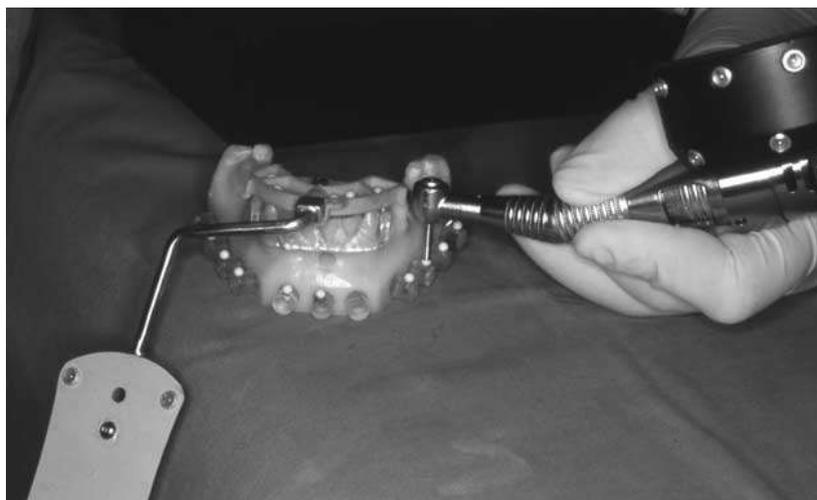


Figure 63: Pointage in vitro des marqueurs référentiels (39)



Figure 64: Vue in vitro de la structure portant les marqueurs peropératoires enclenchée dans la gouttière (94).

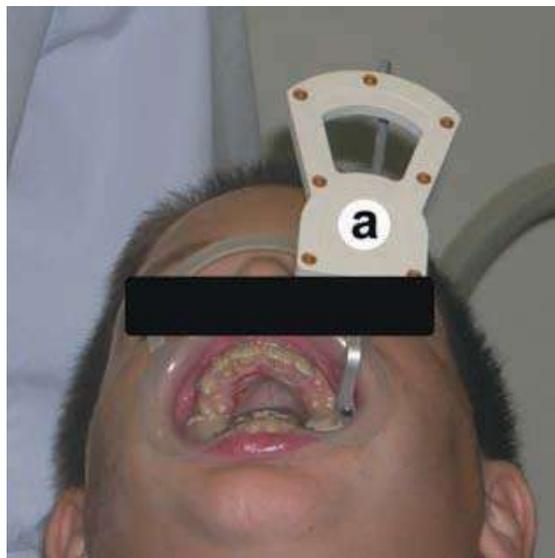


Figure 65: Nouveau support du système DENX (178)

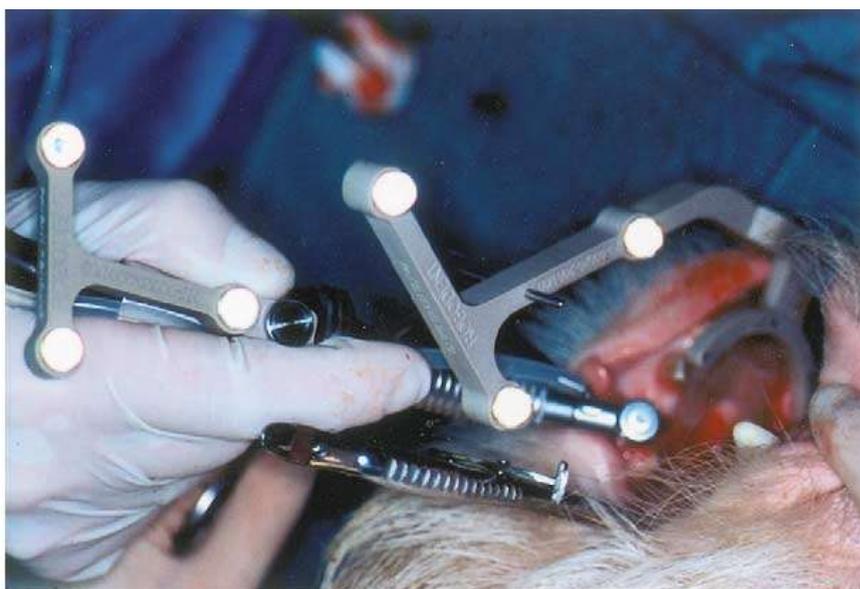


Figure 66: Support des marqueurs peropératoires du système ROBODENT (108)

Il est intéressant de noter que la forme et les coordonnées géométriques des différents supports insérés dans la gouttière radiologique sont enregistrées dans le logiciel qui calibre donc l'ensemble de façon automatique. Cependant, il n'est pas toujours suffisamment précis, ou bien ergonomique ou encore aseptique d'avoir une grosse gouttière surplombant le site opératoire. Pour ces raisons, il existe d'autres systèmes de repérage.

3.1.2.2.1.2.2 Arc Facial (112, 145, 176)



Figure 67: Le premier capteur (petite flèche) est fixé à la gouttière 3D repositionnée sur les dents du patient. Le stylet de pointage (2 flèches) est pointé sur un marqueur fiduciaire (invariant) placé sur le châssis de l'arc facial, et reconnaissable au scanner (176)

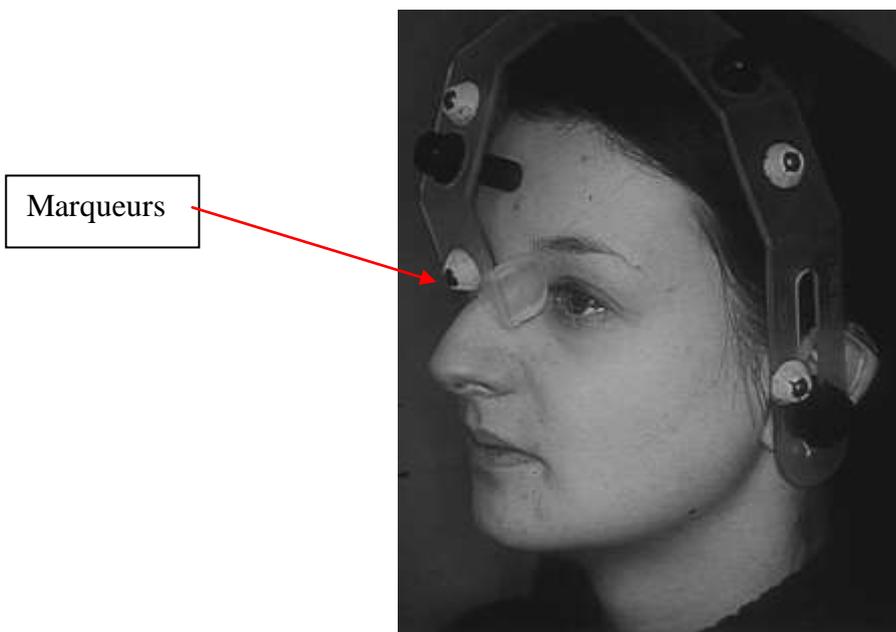


Figure 68: Arc facial avec les marqueurs (145)

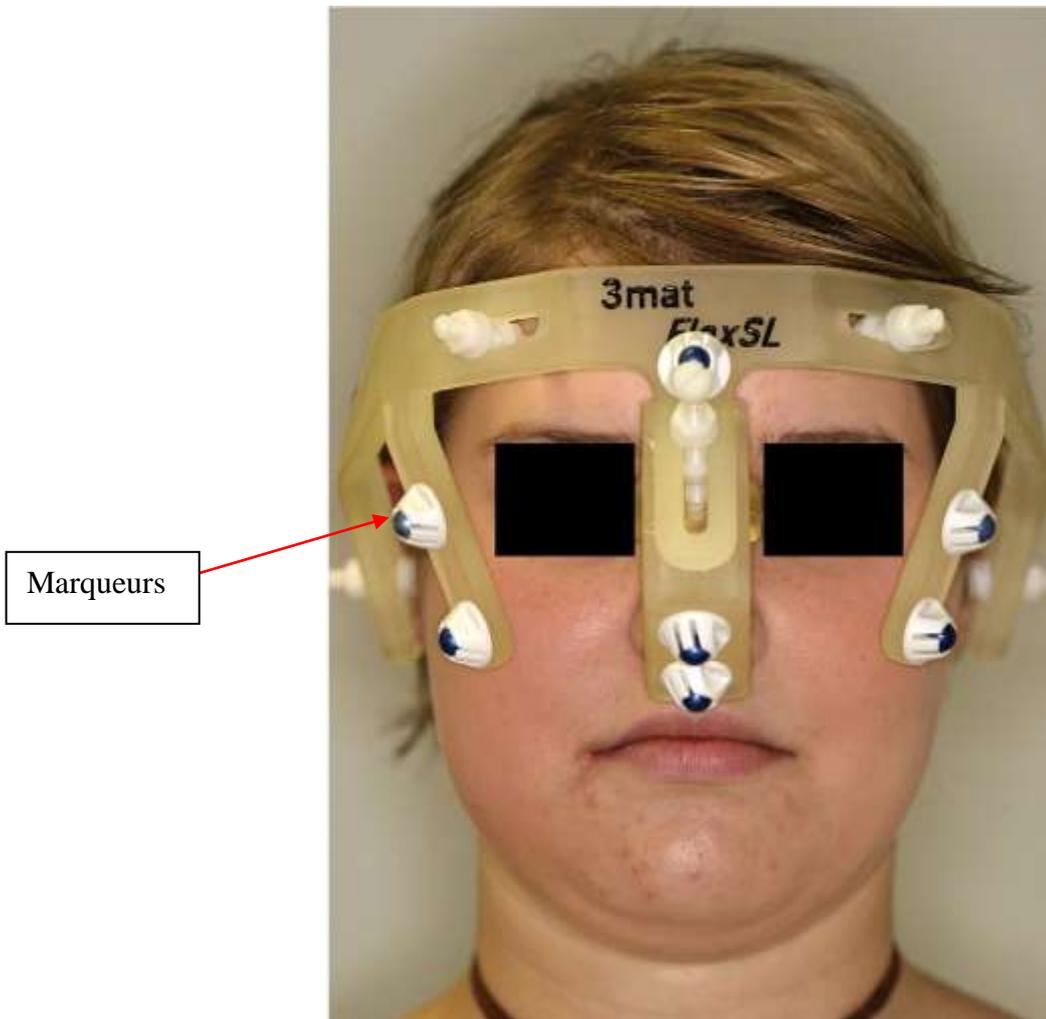


Figure 69: Arc facial avec marqueurs étendus à la zone faciale moyenne (112)

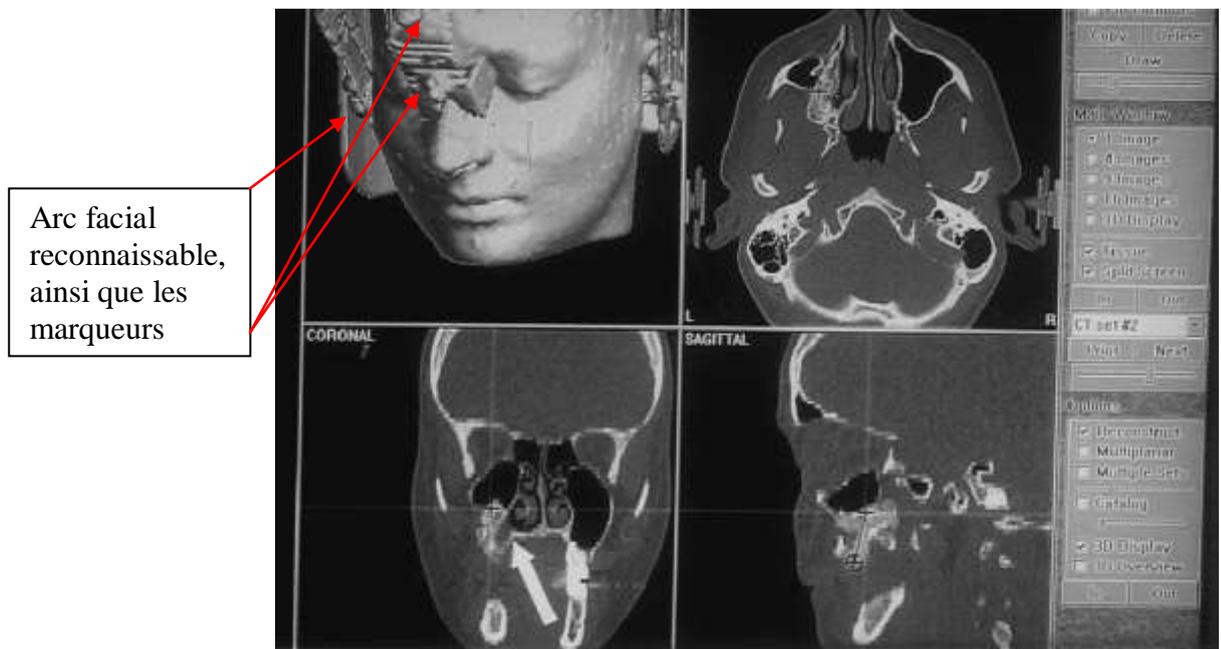


Figure 70: Arc facial et ses marqueurs visibles sur les images scanner (145)

Ces arcs faciaux ne sont pas des marqueurs invasifs. Ils n'entraînent aucune atteinte de l'intégrité du patient. Les marqueurs disposés sur les arcs sont de mêmes types que ceux positionnés sur les armatures additionnelles.

3.1.2.2.1.2.3 Micro Vis d'ostéosynthèse insérées dans l'os (20, 22, 36, 187)

Parfois, l'enregistrement précis de la position des marqueurs sphériques n'est pas possible. Par exemple les arcades dentaires édentées ne permettent pas une immobilité suffisante à la gouttière de repositionnement. Il est alors nécessaire d'obtenir un ancrage plus stable avec des micro-vis insérées directement à travers la muqueuse jusque dans l'os. Cette étape préalable est réalisée sous anesthésie locale avant la prise du scanner.

Une fois sur le site opératoire, il est alors possible de calibrer le système de localisation de 2 façons :

- les têtes de vis sont localisées grâce à la sonde de navigation ; et si la tête du patient reste parfaitement immobile lors de l'intervention, il ne sera pas nécessaire de refaire le calibrage (22). En cas contraire, l'intervention est entrecoupée de vérifications et recalibrage de la position du patient.

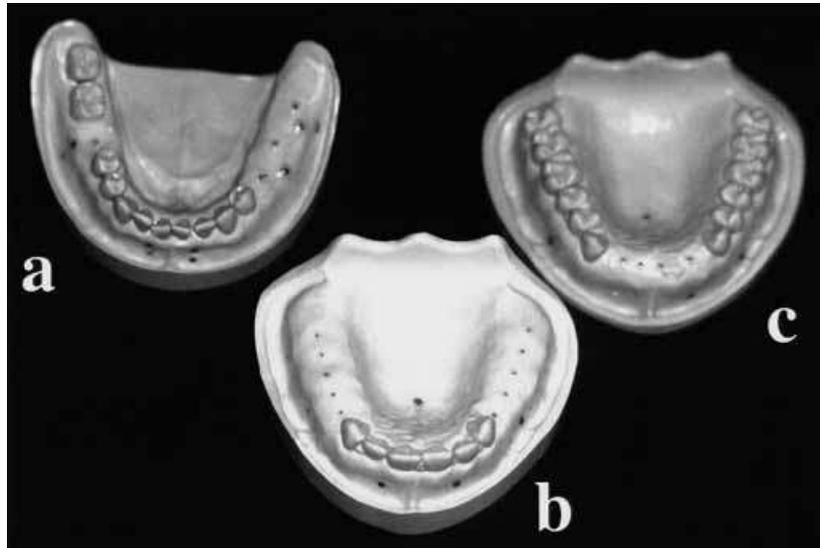


Figure 71: Exemple de micro-vis insérées dans des modèles (20)

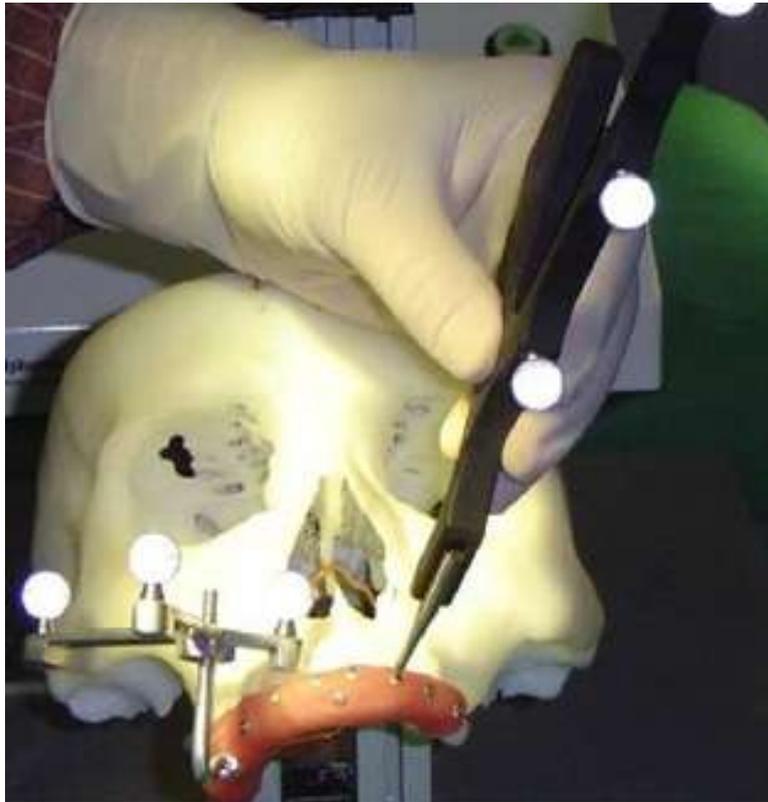


Figure 72: Positionnement de la sonde sur la tête de vis (187)



Figure 73: Positionnement en bouche (36)

- Il est également possible de monter sur les vis d'ostéosynthèse, une armature de référence spatiale complète dont l'immobilité sera alors assurée par l'insertion osseuse et non plus par le support muqueux ou dentaire.

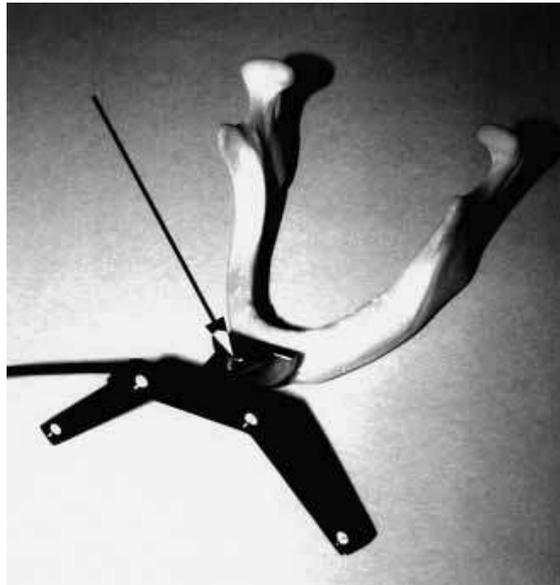


Figure 74: Support des marqueurs peropératoires attaché sur les vis d'ostéosynthèse (20)

Les données fournies par cette technique de vis d'ostéosynthèse sont actuellement les plus précises car simplement les plus facilement repositionnables et reproductibles (20).

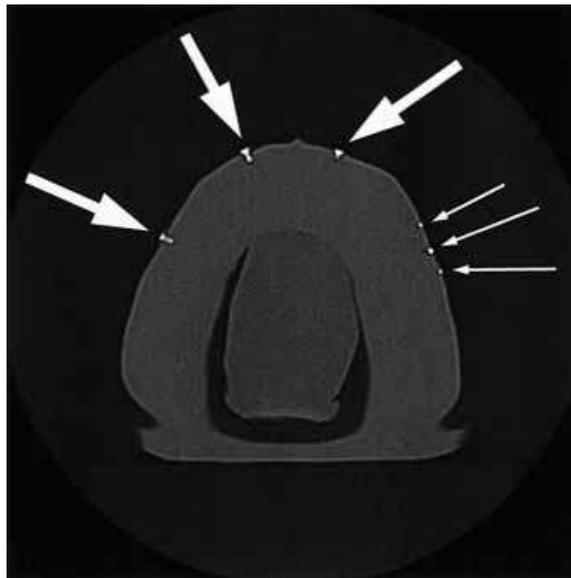


Figure 75: Micro-vis reconnaissables aisément au scanner (20)

3.2 Logiciels d'exploitation des images pour la planification assistée par ordinateur (60, 186, 189)

Les images scannées sont de format numérique. Leur traitement par les logiciels de reformatage va permettre la reconstruction graphique du patient dans différents plans et différents axes de visualisation. Les logiciels vont pouvoir ainsi pallier aux limites de la reconstruction mentale par le praticien, grâce aux possibilités d'orientation des coupes et plans selon la volonté du praticien. Ainsi, les images bidimensionnelles et tridimensionnelles reconstruites sont la base des logiciels de planification et de simulation.

Le logiciel de planification permet de faire une simulation qui permettra de vérifier que le plan de traitement envisagé est optimal du point de vue de la position anatomique et des doléances prothétiques. Il est possible de faire l'analyse radiologique par le chirurgien grâce à ce logiciel.

L'étude implantaire réalisée grâce à ces logiciels nous permet de décider de la position, du nombre, de la longueur, du diamètre et du système implantaire à utiliser. Les reconstructions en 2D et 3D nous permettent de visualiser la position de l'implant directement sur les coupes scanner et donc d'adapter les caractéristiques implantaires au site (13, 60, 189). Il est même possible de décider des piliers prothétiques à utiliser à l'avance grâce au calcul de l'épaisseur de la muqueuse.

Pour réaliser tous ces calculs, le logiciel se base sur des conclusions de diagnostic et d'images réalistes de cas implantaires stockés dans la base de données (87, 186). Ainsi, il est possible de simuler les plans de traitements envisagés et leurs résultats. Il sera donc mis en œuvre des techniques de réalité augmentée.

Selon Verstreken (165), la planification manuelle (superposition de calques implantaires sur les planches scanner), basée sur les images en 2D n'est pas aussi performante que celle réalisée grâce aux reconstructions scanner 2D et 3D des logiciels de planification.

Il est intéressant de noter qu'il existe un nombre croissant de logiciels de planification implantaire. Nous serions presque tentés de dire que chaque marque d'implant ou de guide chirurgical met à disposition ou étudie la mise à disposition pour les praticiens d'un logiciel de planification. Certains proposent même la réalisation du transfert du planning au patient selon des systèmes passifs ou semi-actifs ou actifs.

3.2.1 Fonctions proposées pour la planification en 2D et en 3D

Après avoir réalisé l'acquisition des données scanner, il est indispensable pour le praticien de récupérer les données sur format numérique tel qu'un CD. Ainsi, il pourra lire les données directement sur son ordinateur professionnel ou personnel. Comme décrit précédemment, le logiciel aide le praticien à la réalisation de la segmentation des images qui consiste à différencier les structures anatomiques par rapport à leur fonction. La segmentation est réalisée parfois de façon automatique sur les logiciels les plus récents.

Une fois la segmentation des images réalisée, le praticien va pouvoir exploiter pleinement les capacités du logiciel.

Les fonctions proposées par les logiciels ont été maintes fois listées et étudiées dans la littérature, il paraît donc difficile de faire une liste précise de ces études et des différents logiciels existants. Les plus connus et fréquemment utilisés sont SimPlant, NOBELGUIDE, VISIT, ROBODENT, IGI...

Cependant il apparaît nettement plus intéressant de faire une liste, même non exhaustive, des fonctions proposées par les logiciels et nous prendrons arbitrairement l'exemple de SimPlant et ROBODENT:

3.2.1.1 Mesures

Tous les logiciels actuels proposent un outil de mesure. Il permet de mesurer toute distance intéressante pour le plan de traitement, telles que les distances vestibulo-linguale ou palatine, les hauteurs de crêtes, les épaisseurs d'os cortical, l'épaisseur de muqueuse, la largeur, et parfois le volume sinusien en vue d'une greffe de comblement...

Toutes ces mesures peuvent être utiles pour planifier de façon précise la phase chirurgicale. Même si au premier abord, l'utilisation de ces logiciels dans les cas simples paraît constituer une perte de temps, il s'avère qu'avec l'habitude, la manipulation de ces logiciels permet de gagner beaucoup de temps lors des phases chirurgicales et prothétiques.

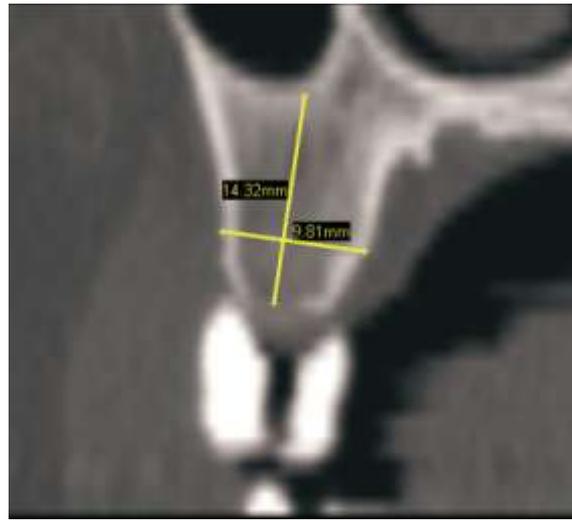


Figure 76: Outil de mesure de SimPlant

3.2.1.2 Choix des implants dans une base de données

Les logiciels permettent également de choisir toutes les caractéristiques possibles de l'implant. En effet, il est possible de planifier la forme générale de l'implant (implant cylindrique, conique, disque, impacté, zygomatique, ptérygoïdien...), le diamètre, la taille, la conicité, la largeur des spires, l'état de surface, infrastructure prothétique, système provisoire... en puisant ces données dans la base de données du logiciel qui procure donc une sorte d'inventaire des différents implants sans toutefois, et de moins en moins, se cantonner à la marque fabricante du logiciel.

Ainsi, le praticien est capable de visionner, de positionner et d'adapter l'implant choisi sur l'ensemble des coupes scanner. L'implant est calqué sur toutes les coupes en même temps, il peut alors être translaté ou incliné avec un simple geste de la souris. Le praticien obtient donc une visualisation objective et précise de la position qu'il choisit pour l'implant par rapport au site implantaire.

Cette base de données du logiciel est aussi susceptible d'être mise à jour ou renouvelée avec des téléchargements de plus en plus facilités par l'accès haut débit à internet sur le site de la marque fabricant le logiciel.

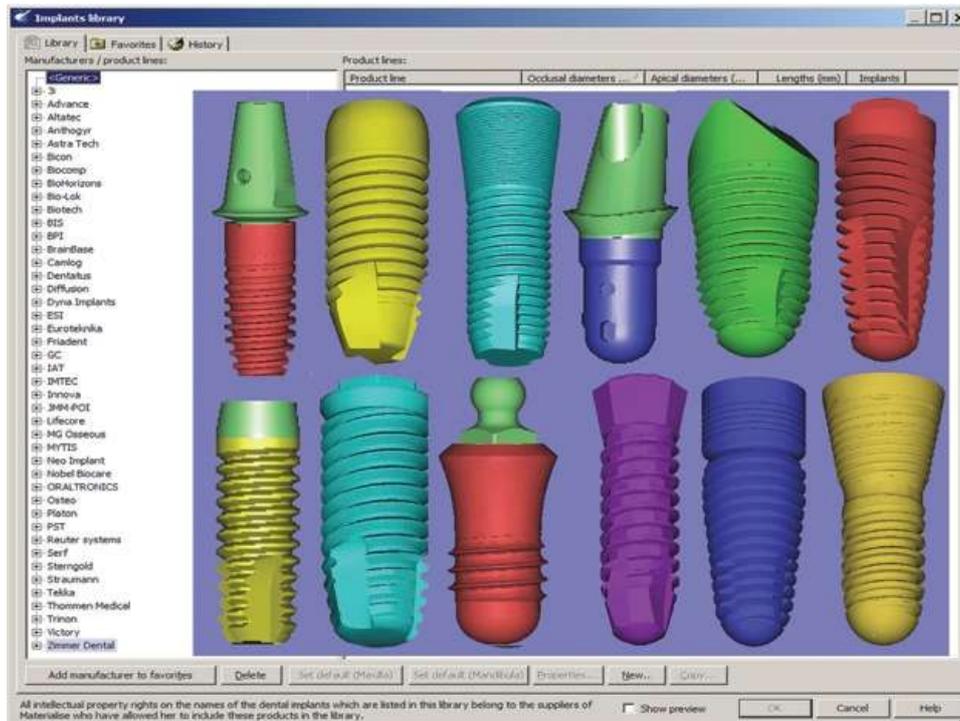
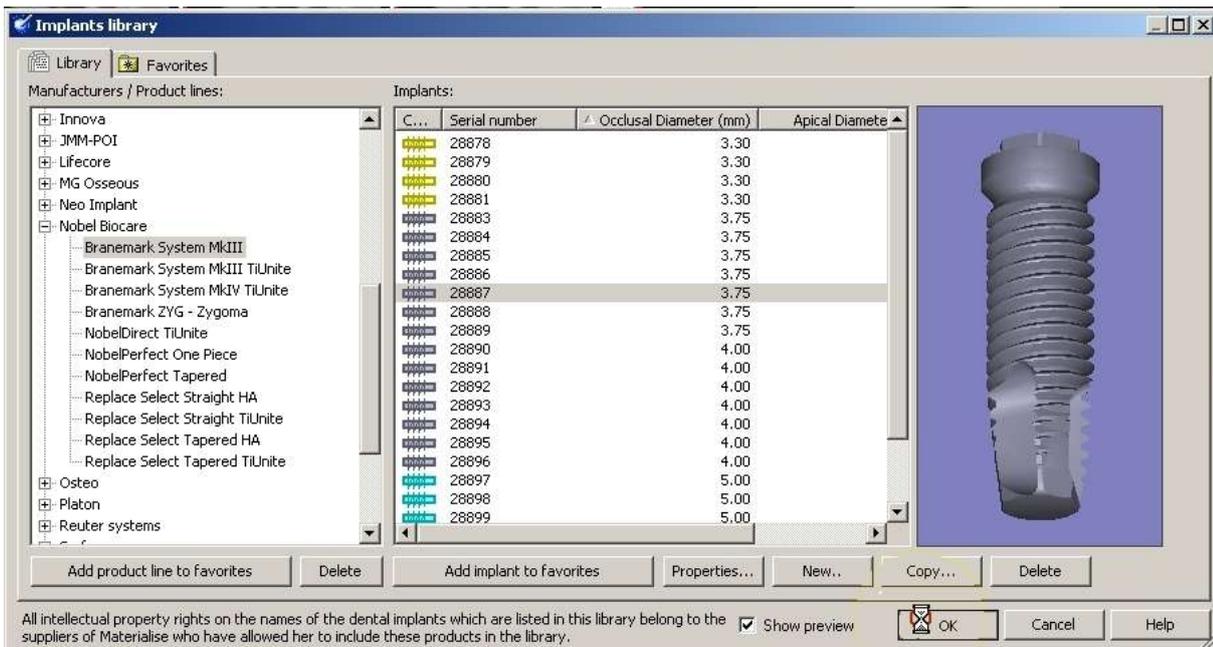


Figure 77: Librairie implantaire selon SimPlant

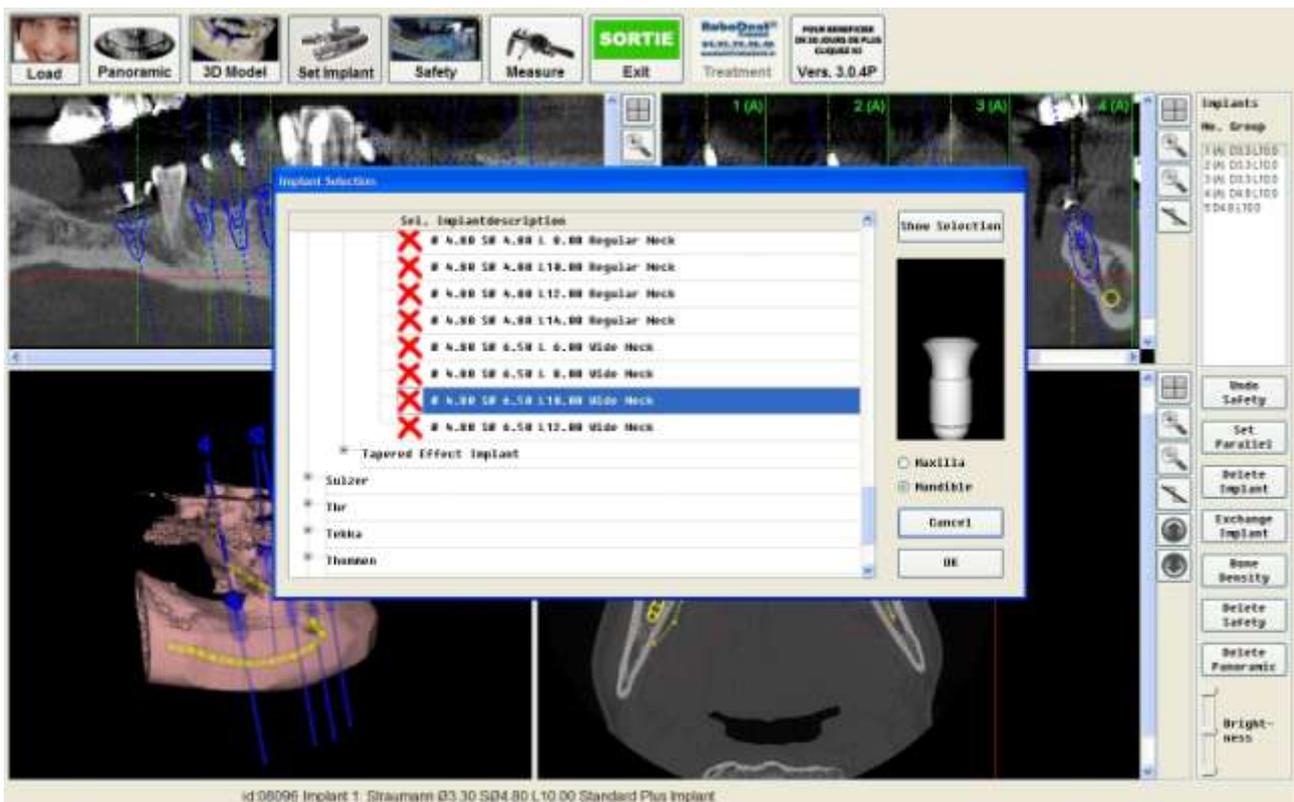


Figure 78: Librairie implantaire selon ROBODENT

3.2.1.3 Reconstruction en 3D

Les logiciels permettent de plus en plus de compiler les différentes coupes dans les différents plans en une reconstruction en 3D de l'ensemble du volume osseux. Il est donc possible de visualiser l'ensemble d'un ou des maxillaires en 3 dimensions. Le praticien est en mesure de faire des rotations, des translations, des mouvements d'images afin de mieux comprendre et visualiser la forme du site.

Les avantages de cette reconstruction sont l'absence de reconstruction mentale toujours imprécise, la meilleure visualisation de la planification, la compréhension facilitée pour le patient.

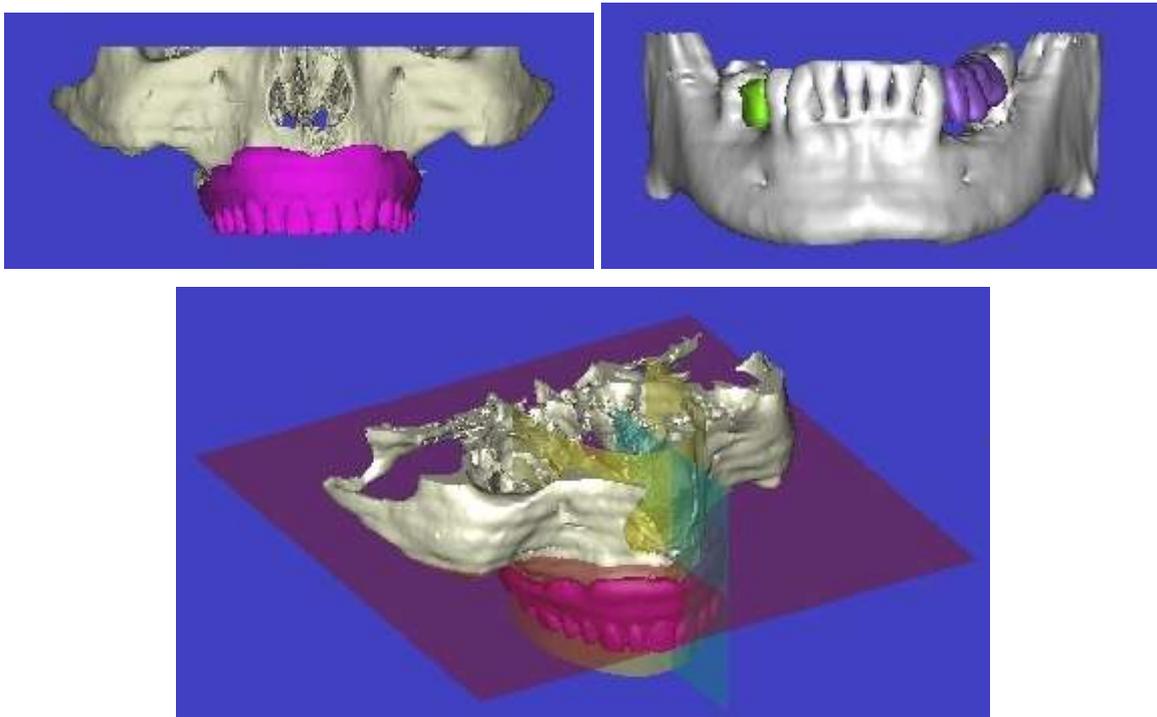


Figure 79: Modèles 3D selon SimPlant

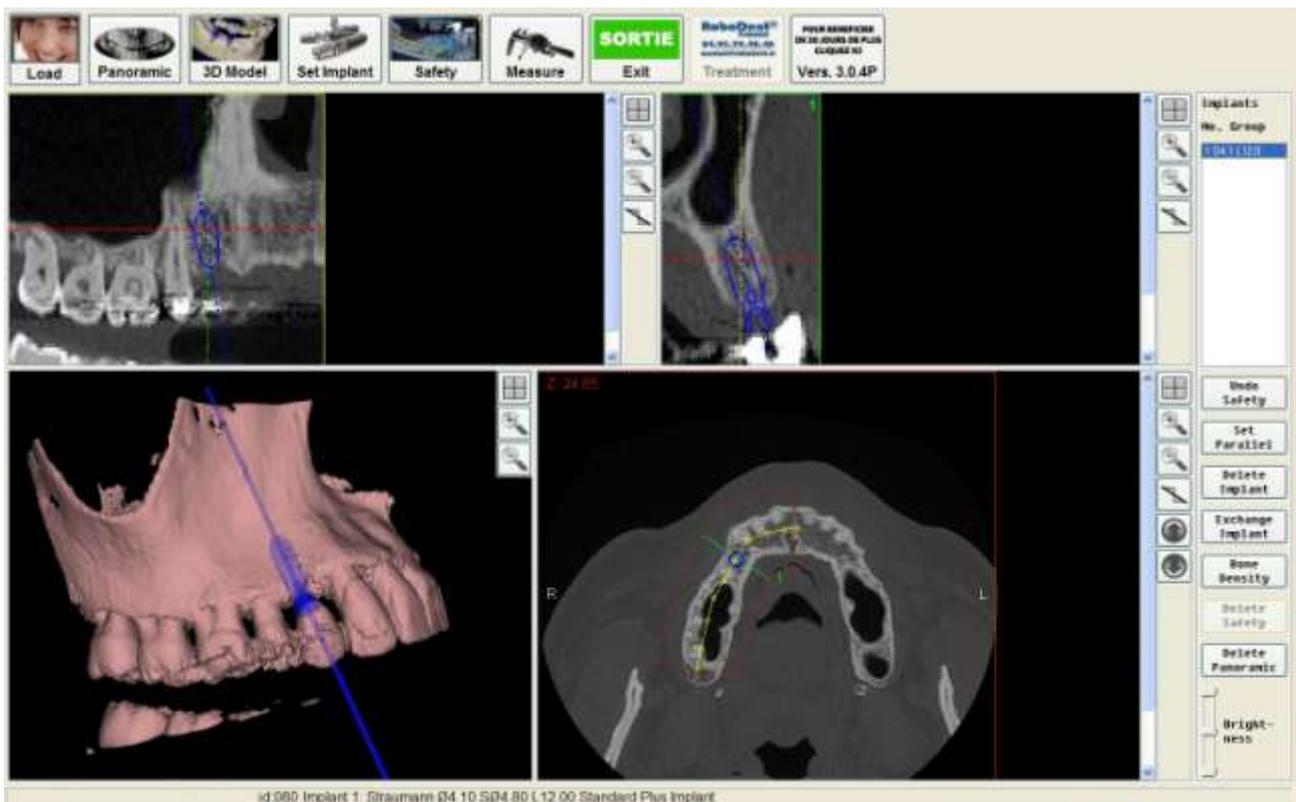


Figure 80: Modèle 3D selon ROBODENT

3.2.1.4 Positionnement tridimensionnel des implants

Par le même procédé de reconstruction graphique en 3D, l'implant est intégré à l'image en 3 dimensions. Il est donc possible pour le praticien et son patient de mieux comprendre la position,

l'axe, la direction de l'implant en fonction du site et de ses rapports anatomiques.

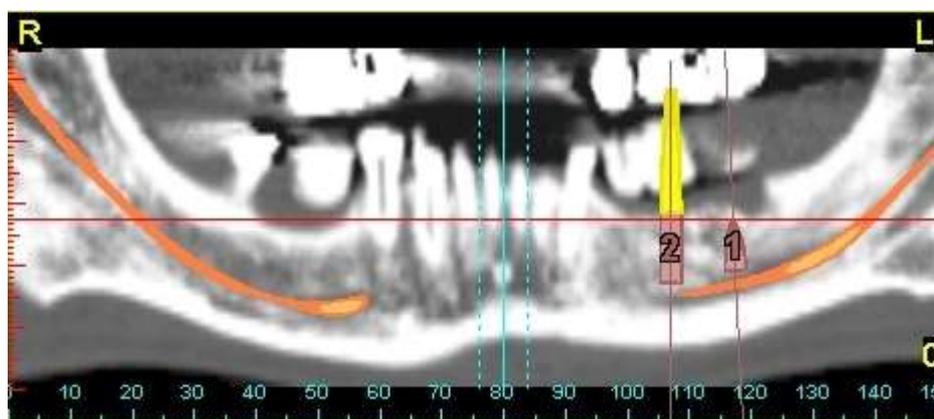
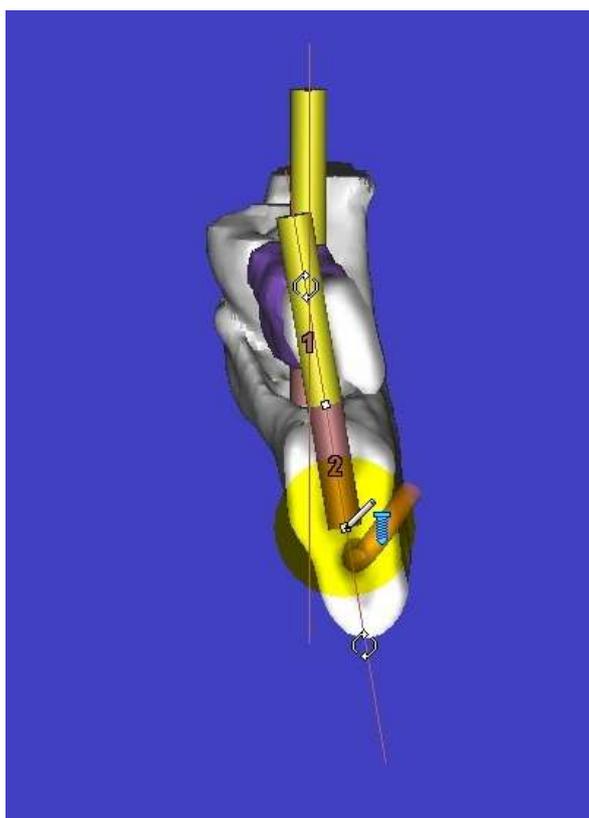


Figure 81: Outil de positionnement en 3D des implants selon SimPlant

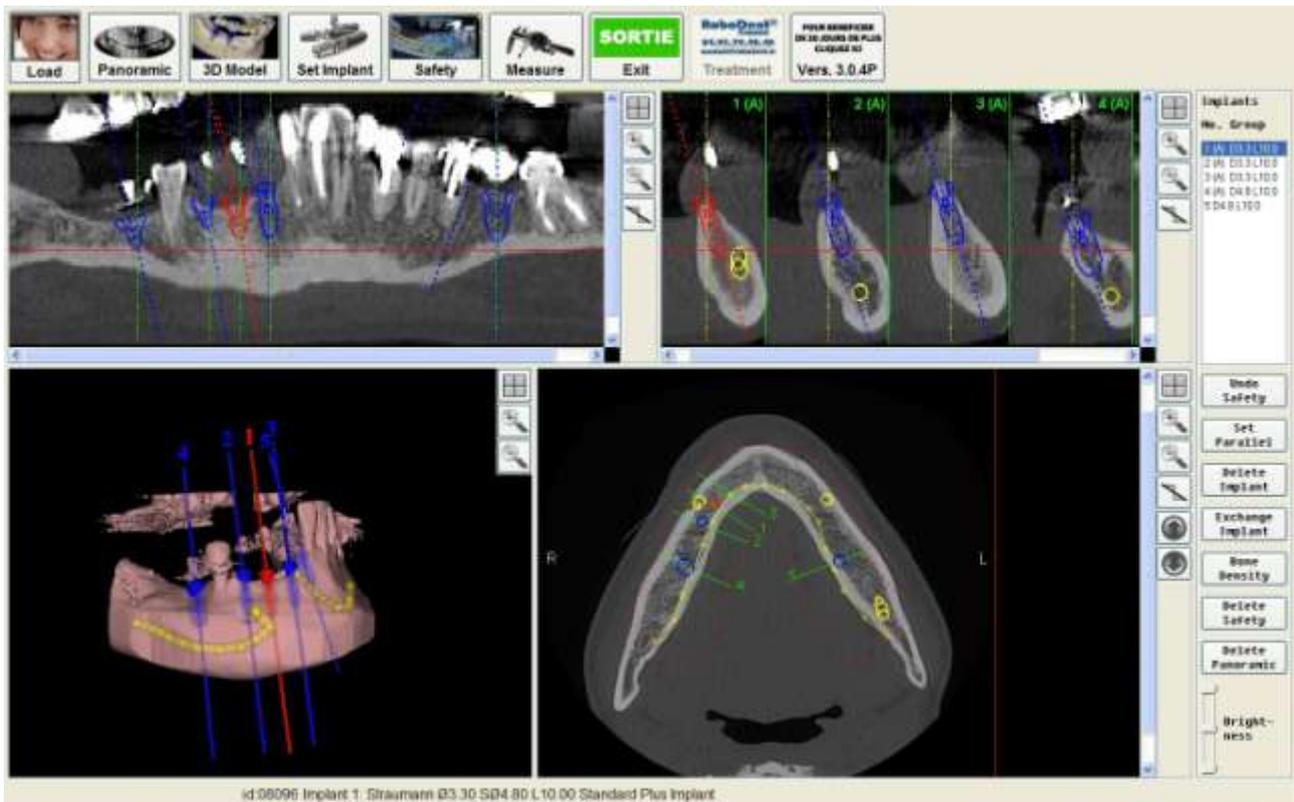


Figure 82: Outil de positionnement en 3D des implants selon ROBODENT

3.2.1.5 Visualisation des structures anatomiques

Les logiciels permettant la segmentation des images de façon plus ou moins automatisée, il est facile de distinguer les différentes structures anatomiques. Par exemple, le PADI peut être discerné grâce au recouplement coupe après coupe de la mandibule; en effet c'est le défilement rapide des images (une image par coupe scanner) grâce aux ascenseurs disposés le long de fenêtres qui permet de voir la structure (comme le procédé des multiples dessins sur de multiples feuilles qui passent les unes après les autres rapidement et forment un seul et même dessin animé).

Il est alors possible d'attribuer à cette structure anatomique, une forme plus "géométrique" ou une couleur facilement reconnaissable. Ceci est également possible pour le sinus, dont le volume peut être calculé en vue de greffe de comblement sinusien [Cf. Fig. 83]; pour le trajet du paquet vasculo-nerveux grand palatin dans la région ptérygoïdienne...

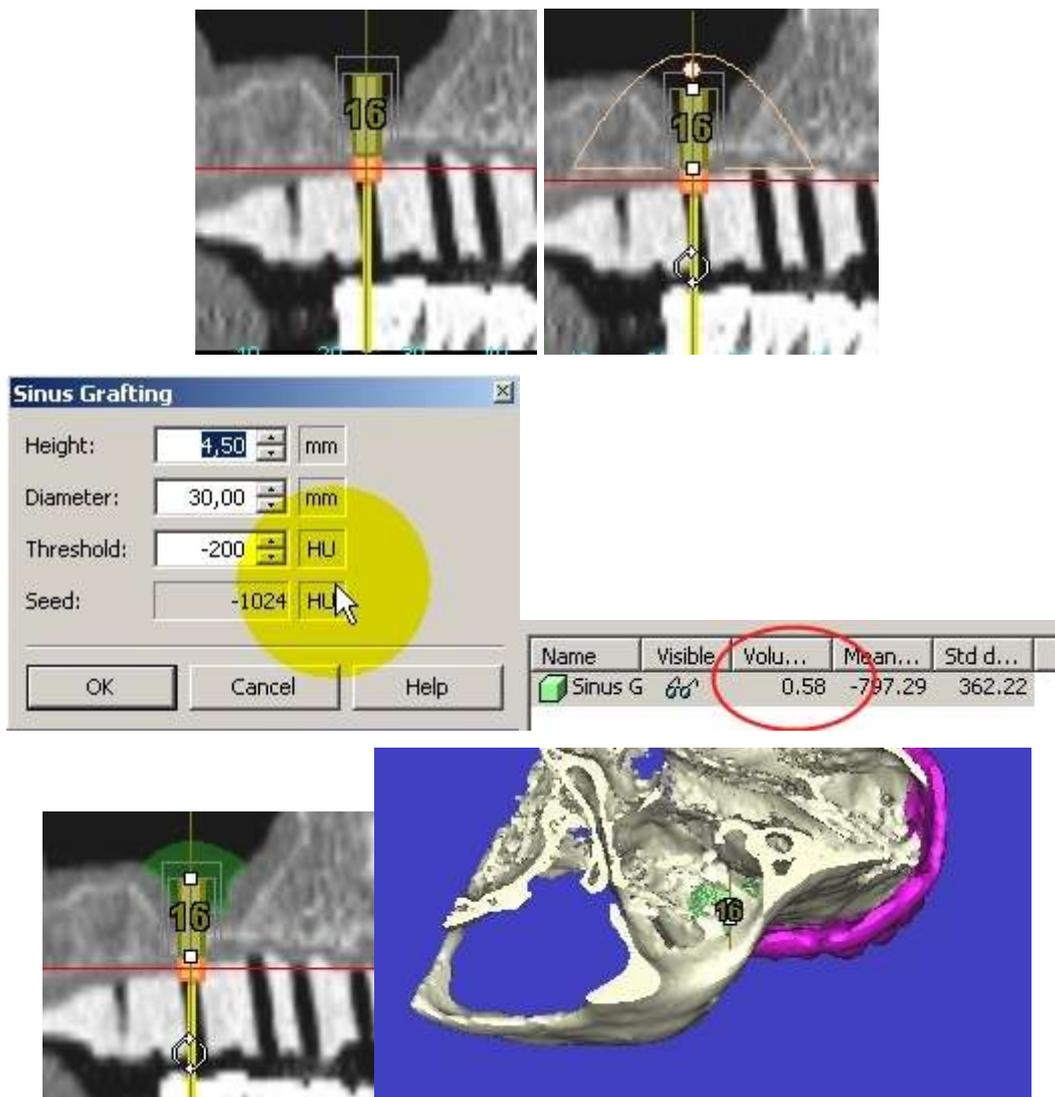


Figure 83: Outil de calcul de volume de greffe sinusienne selon SimPlant

Lorsque la structure n'est pas reconnaissable sur toutes les coupes, il est possible de la colorer sur quelques coupes, et le logiciel va segmenter tout seul les autres coupes et donc matérialiser le trajet de la structure sur son ensemble [Cf. Fig. 84, 85].

Il est également possible de déterminer une distance minimum entre l'implant planifié et la structure anatomique à ne pas atteindre.

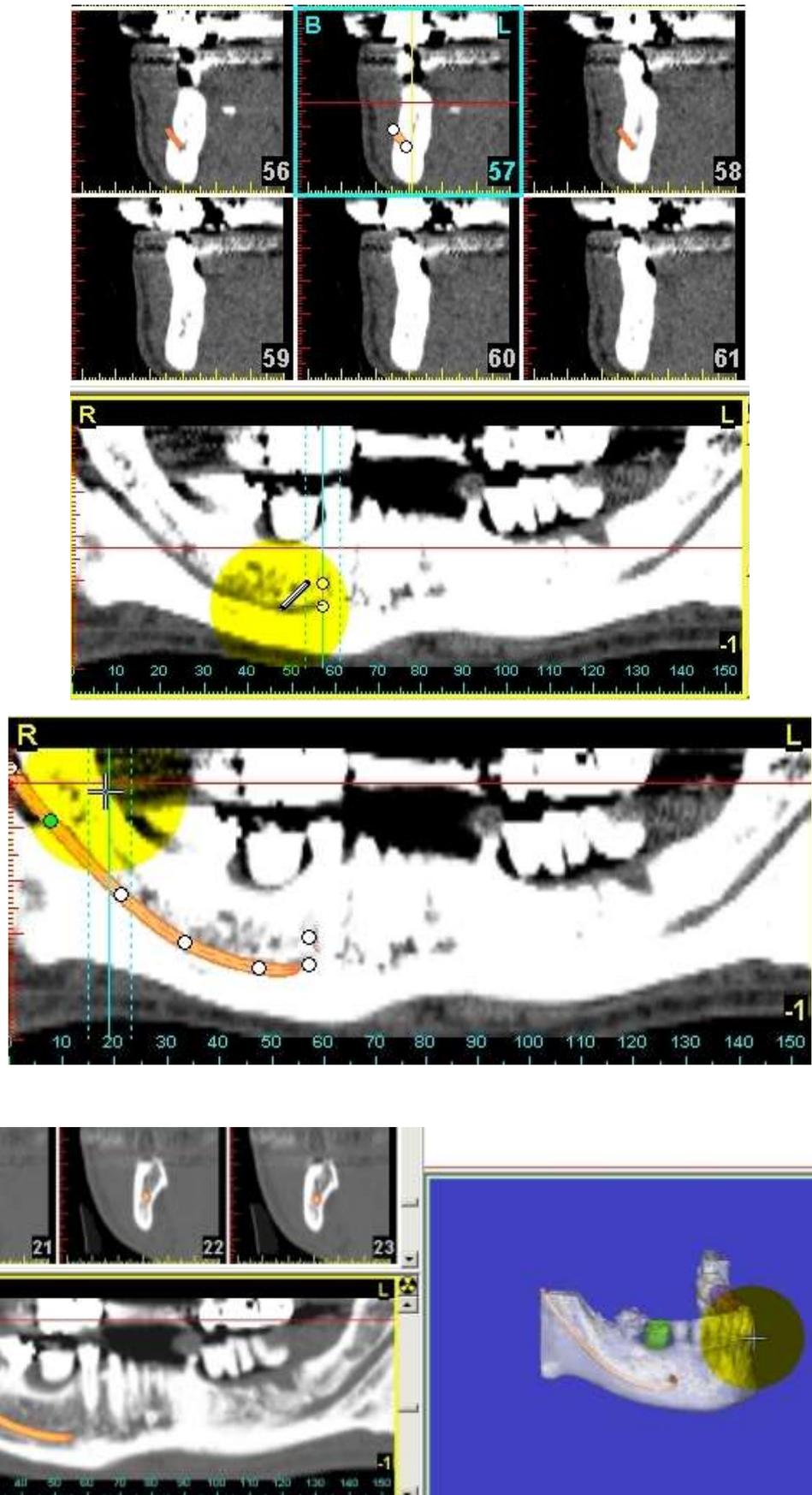


Figure 84: Outil de reconnaissance des nerfs de SimPlant

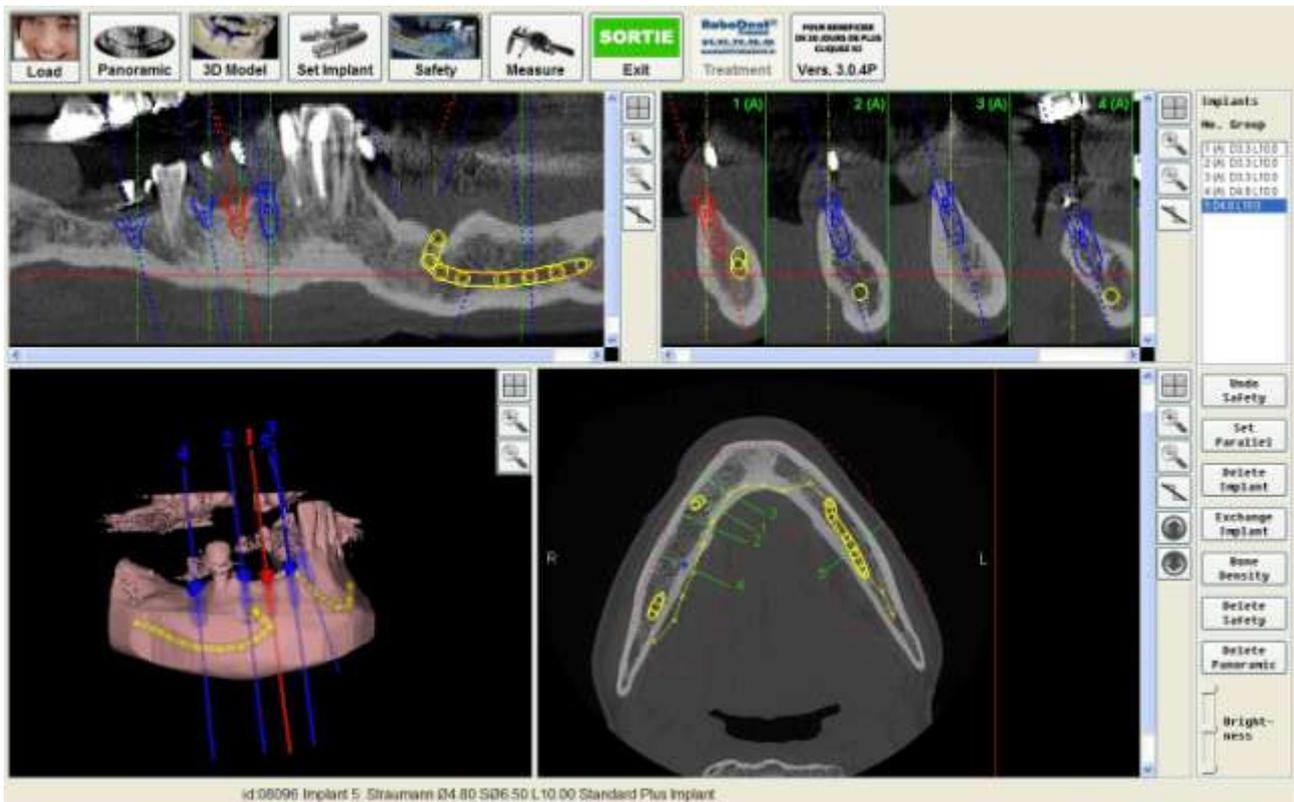
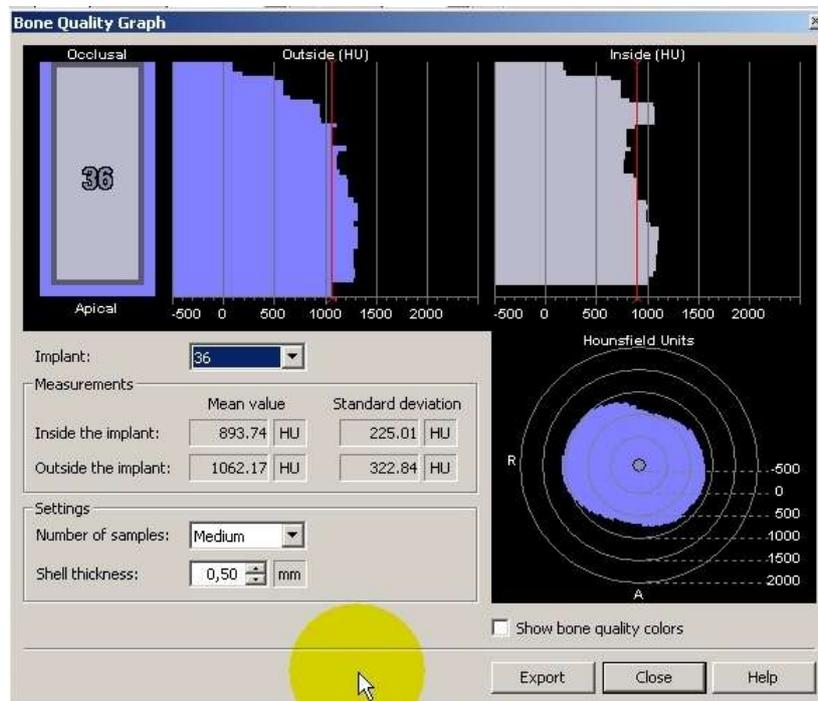
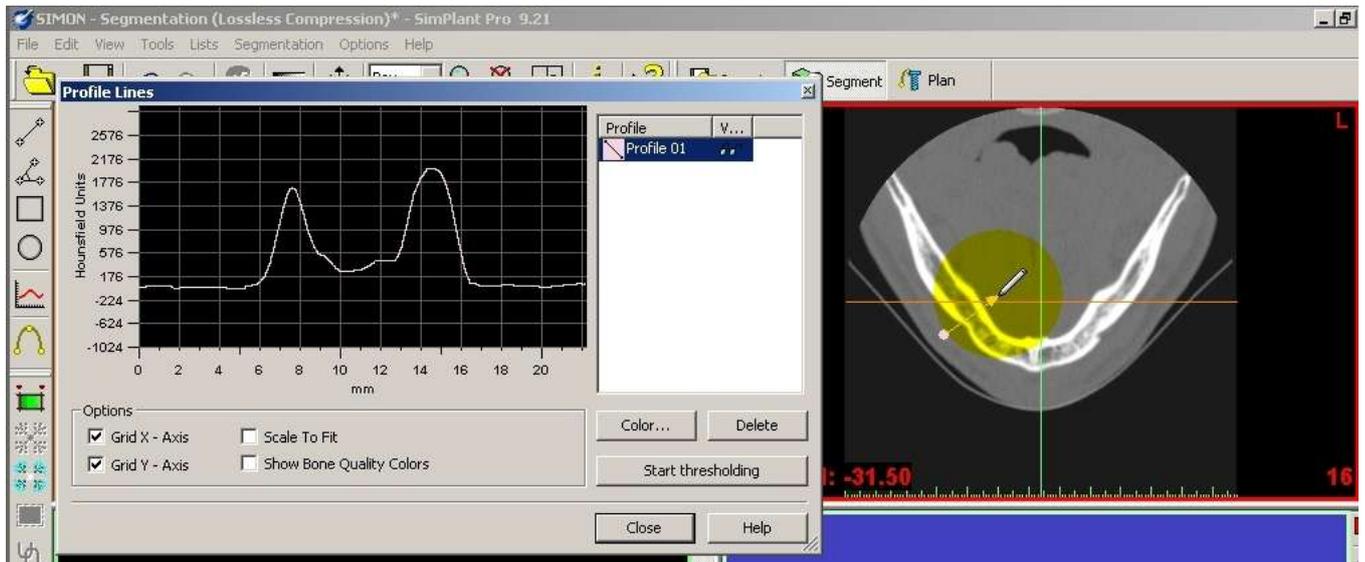


Figure 85: Outil de reconnaissance des nerfs selon ROBODENT

3.2.1.6 Évaluation de la densité osseuse

Les logiciels permettent d'évaluer en fonction de la qualité du niveau de gris, le degré de densité osseuse selon l'unité Hounsfield (HU). En effet, le praticien peut cliquer en n'importe quel endroit sur une coupe avec l'outil densitométrie, et le résultat sera indiqué en unité Hounsfield directement à l'écran.

La valeur qualitative de cette mesure permet d'envisager le type d'os rencontré dans la zone à implanter, et donc de prévoir le protocole nécessaire. C'est-à-dire qu'en fonction de la densité osseuse qu'il va rencontrer, le chirurgien pourra prévoir l'utilisation de forets neufs, la préparation éventuelle des tarauds dans le plateau chirurgical, un choix de site d'implantation orienté dans un site plus ou moins corticalisé en fonction des contraintes occlusales, le choix de l'état de surface implantaire pour une cicatrisation plus ou moins rapide, une solution de mise en charge plus ou moins différée...



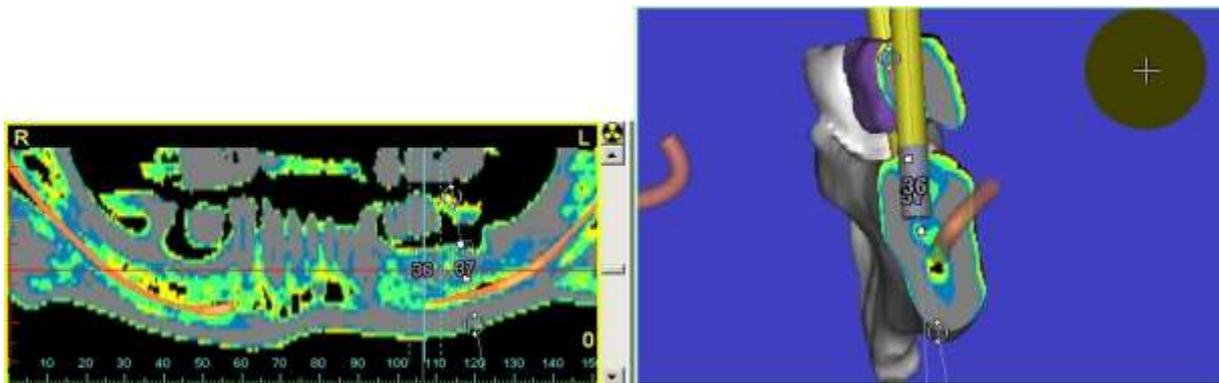
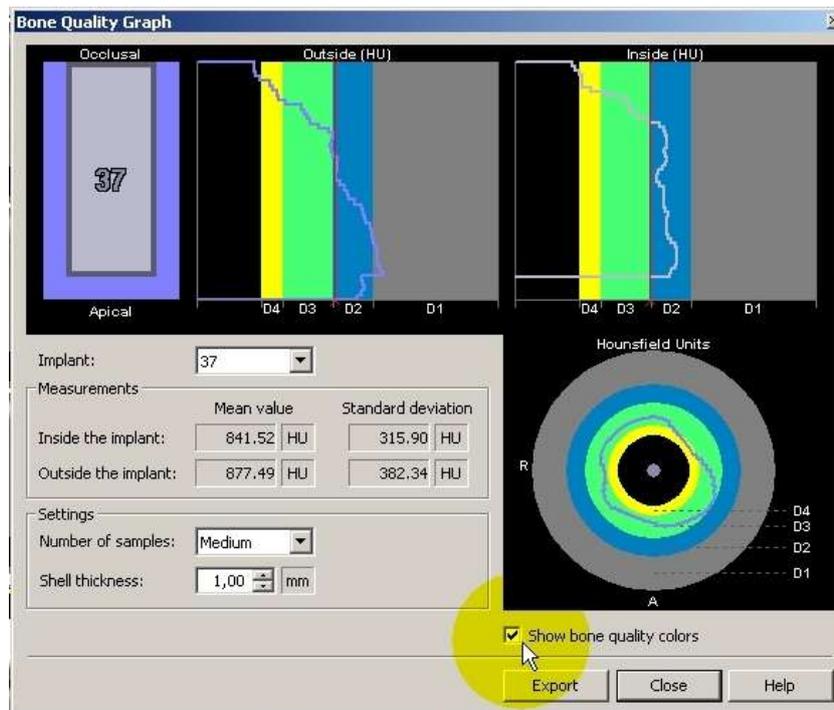


Figure 86: Evaluation de la densité osseuse par SimPlant

3.2.1.7 Outil de planification implantaire et prothétique anticipée

Certains logiciels proposent de façon automatique, un site d'implantation, une orientation, un axe et un type d'implant en fonction des images scanner (Exemple fonction Dr James pour le logiciel SimPlant). Cette fonction d'auto positionnement n'est pas disponible sur tous les logiciels mais peut paraître intéressante pour l'aide à la décision lorsque celle-ci requiert de nombreux critères. Il est cependant évident que la décision revient toujours au chirurgien, et que celui-ci est maître de la disposition finale de l'implant.

Il est également possible de déterminer la prise en compte d'une distance occlusale minimum entre le col implantaire et la surface occlusale antagoniste, et ainsi de prévoir une éventuelle régularisation de la crête osseuse [Cf. Fig. 87].

Grâce aux mises à jour régulières, le praticien reste en permanence au point sur les systèmes implantaires; il peut se laisser guider par le logiciel pour les choix prothétiques et ne se trouvera pas

perdu dans la forêt des pages de catalogue de pièces prothétiques des systèmes implantaires, en particulier lorsqu'il n'est pas un fréquent utilisateur d'un système.

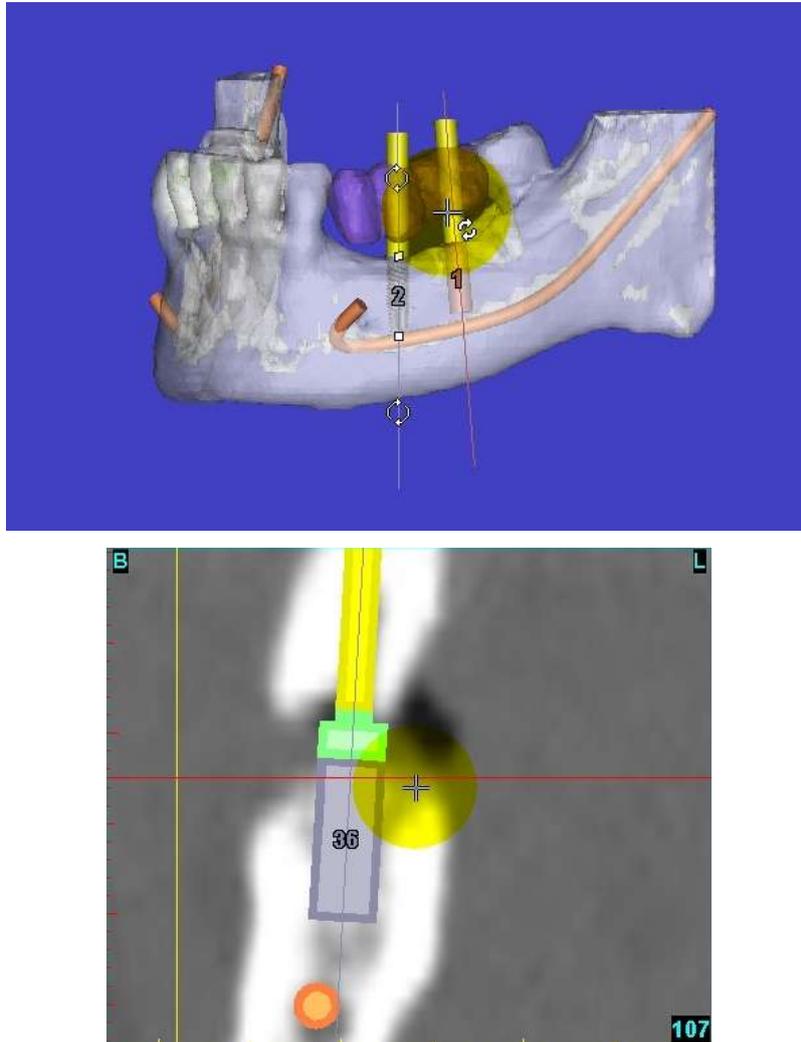


Figure 87: Outil de planification implantaire et prothétique anticipée

3.2.1.8 Outils supplémentaires

Les différents logiciels permettent quasiment tous de travailler avec des conditions améliorées par rapport à la simple étude sur les planches scanner. Ces différents outils qui peuvent paraître aujourd'hui basiques, sont désormais une aide oubliée mais précieuse à l'aide didactique et pédagogique pour la décision du plan de traitement et l'explication au patient:

- mise en couleurs,
- réglage des contrastes,
- agrandissement, réduction,
- correction des distorsions,

- détection des trop grandes proximités anatomiques ou implantaire [Cf. Fig. 88, 89],
- outil de prévention des fenestrations Impression du projet pour consentement éclairé [Cf. Fig. 90],
- impression du projet implantaire pour le consentement éclairé,
- envoi numérique de la planification au fabricant des guides chirurgicaux

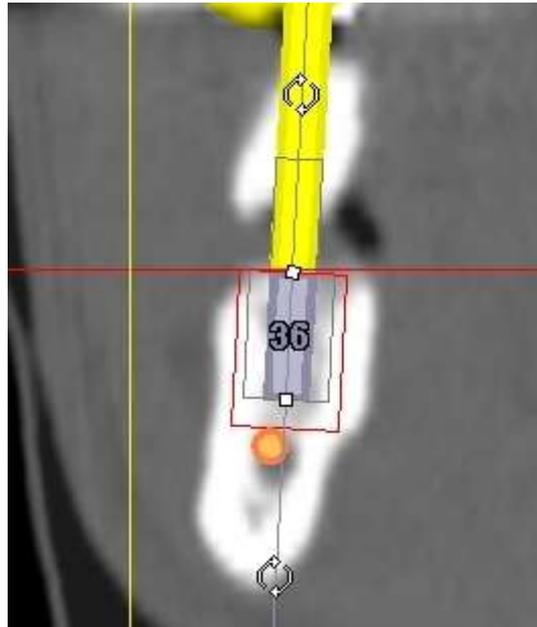
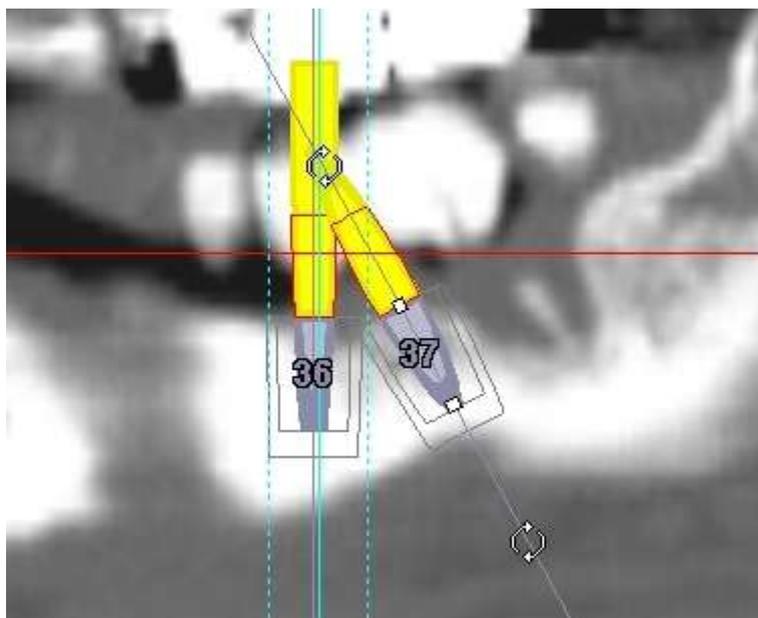


Figure 88: Outil de détection des proximités anatomiques (distance minimale réglable) selon SimPlant



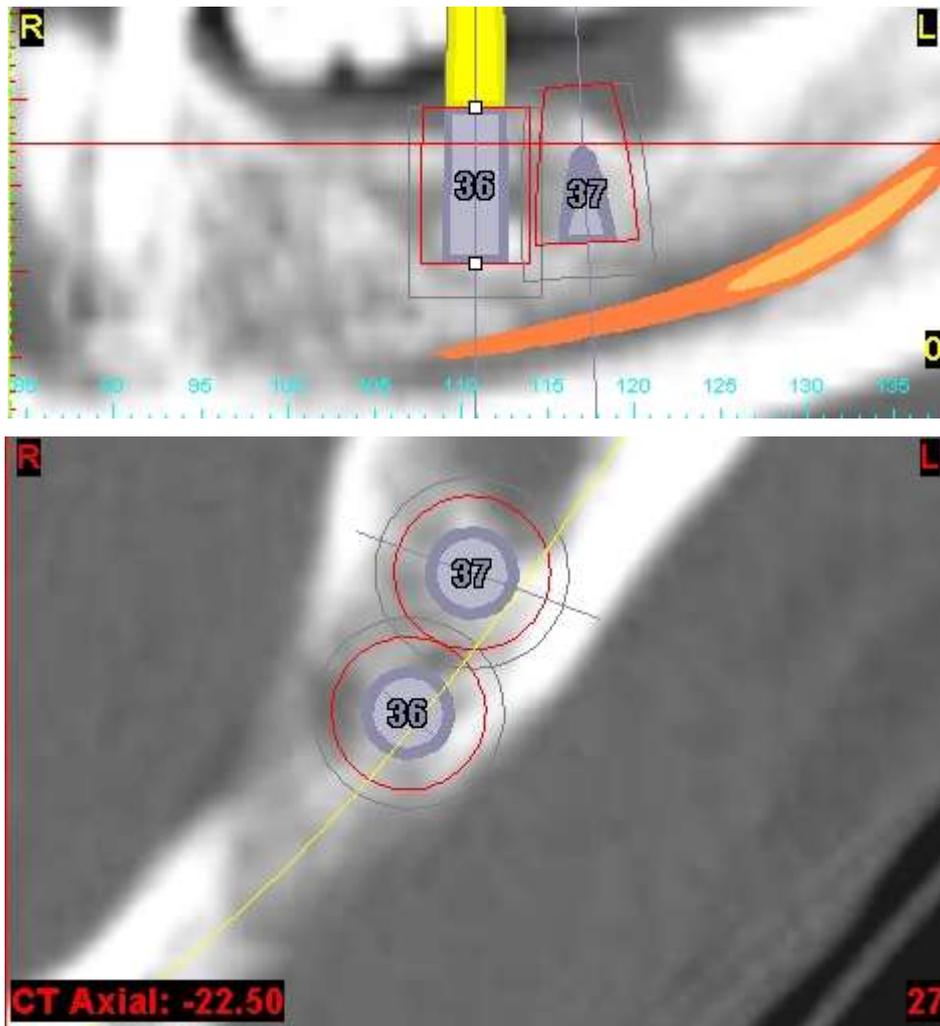


Figure 89: Outil de détection des proximités implantaire ou incohérence prothétique

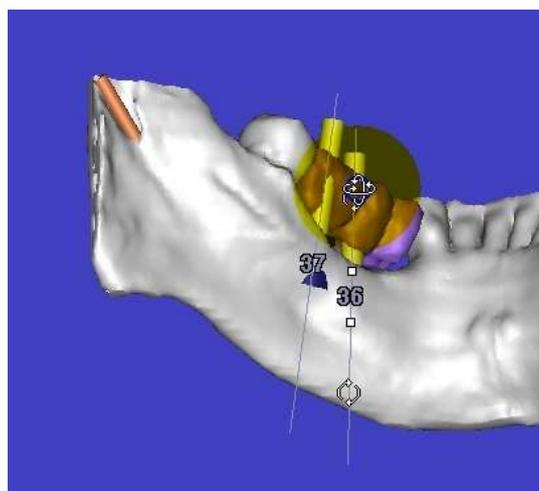


Figure 90: Outil de prévention des fenestrations (cylindre représentant les distance minimales osseuses péri-implantaires, réglable)

Il est possible d'envoyer les informations concernant le guide chirurgical en format numérique: les principaux supports sont le téléchargement (Upload) via internet et une connexion sécurisée, l'envoi postal d'un support numérique type CD-ROM ou DVD-ROM ou encore clé-USB.

Dès lors, le fabricant pourra usiner le guide selon les caractéristiques choisies par le praticien. La question de la sécurité de connexion reste cependant posée.

3.2.2 Intérêts cliniques

3.2.2.1 Aide à la réalisation de guides chirurgicaux

La fabrication du guide est basée sur les caractéristiques imposées par le praticien lui-même. La fabrication des guides n'est jamais standardisée. Ainsi, le logiciel demande la prise en compte de multiples paramètres [Cf. Fig. 91, 92]:

- sera-t-il nécessaire d'ôter des vis d'ostéosynthèse servant à la stabilisation d'une greffe antérieure? Afin de prévoir l'orifice dans le guide permettant l'ablation de cette (ces) vis.

- y-a-t-il eu placement antérieur d'une greffe? En quelle position? A quelle date? Afin de contre-indiquer ou non un support osseux du guide chirurgical.

- y-a-t-il un projet d'extraction dentaire sur l'arcade concernée par le guide, après la réalisation du scanner? En quelle position? Afin de prévoir le non appui du guide sur la zone cicatricielle.

- choix du support du guide chirurgical (selon les logiciels): dents résiduelles, muqueuse, os. Les logiciels comportent aussi un guide de choix pour le support du guide et donc sa stabilité. Les critères pris en compte généralement sont: l'édentement, largeur de crête résiduelle à implanter ($\pm 3\text{mm}$), possibilité de voir les dents et leur occlusion sur le scanner...

Project Information

Contact Information Manage Contacts...

Clinician: ! Contact person: !

Address Information Manage Addresses...

Invoice address: ! Delivery address: !

Project Information

Delivery due date: ! Date of intervention: !

Project name: ! Data submitted via: !

Metal extraction: !

Bonegrafts Teeth extraction

Date placed: ! Teeth numbers: !

Where placed: Show Picture...

Remarks

One or more implants are planned very close to the visualised nerve.

Next > Cancel Help

Figure 91: Projet de guide chirurgical selon SimPlant

Implant Information

Use SAFE System SurgiGuides Deliver and Invoice the SAFE drills for this specific case together with the SurgiGuide.

Implants Drill diameters + -

Quantity	Diameter	Brand - Type	1st diameter (mm)	2nd diameter (mm)	3rd diameter (mm)	!
2	3,75 3,75	Generic	1	2	3	

Figure 92: Prise en compte de la séquence de forage planifiée selon SimPlant

3.2.2.2 Aide à la visualisation cognitive en 3D du site opératoire

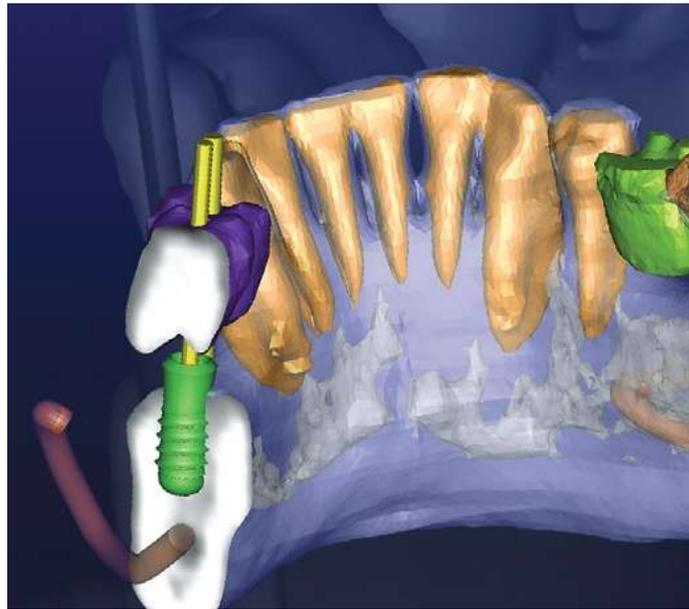


Figure 93: Planification implantaire et prothétique selon SimPlant

3.2.2.3 Simplification et rapidité de la planification

Cet intérêt est dépendant de l'expérience du praticien à manier le logiciel utilisé; en effet, l'acquisition et la planification complète prennent au début de l'usage du logiciel un temps long (environ une demi-journée), mais avec le temps et l'expérience, le praticien pourra réduire ce temps à environ 1 heure (56, 70).

3.2.2.4 Augmentation de la précision de la planification

L'utilisation de ces logiciels de planification est unanimement reconnue comme un gain non négligeable de précision grâce à une analyse objective et mathématique des cas. En effet, le chirurgien débutant peut, dans tous les cas, planifier ses traitements avec autant de précision qu'un chirurgien expérimenté. La seule différence résidera alors dans le gain de temps, et lors du geste d'implantation.

3.2.2.5 Outil pédagogique

La fonction de visualisation permise par ces logiciels est un des facteurs majeurs de compréhension du cas. En effet, les images graphiques sont plus facilement interprétables que les explications orales. Alors, le praticien peut expliquer à son patient, la situation, les méthodes, les

contraintes, les risques directement sur les images. Ainsi l'explication claire et compréhensible n'en sera que facilitée, et le consentement éclairé plus facilement obtenu.

L'éducation, l'entraînement, et la formation des apprentis implantologistes seront également plus simplement réalisés grâce à ces logiciels dont l'aspect didactique est évident.

Il faudra cependant se méfier de l'avancée de ces techniques de planification. En effet, une fois leur utilisation et résultats validés et agréés par les autorités, l'utilisation d'une planification assistée par ordinateur ne constituera en aucun cas une pièce médico-légale. Pour cause, en cas de litige, la modification des données informatiques après traitement est normalement irréalisable, mais jamais impossible...

Il est également envisageable que la réglementation en vigueur impose bientôt l'utilisation de ces logiciels pour satisfaire l'obligation de moyens dans les traitements implantaires.

On peut également imaginer que les primes d'assurance seraient gonflées pour les praticiens implantologistes n'utilisant pas ces logiciels.

4 Transfert de la planification au site opératoire

4.1 Systèmes passifs de navigation chirurgicale

Pour rappel, les systèmes passifs de chirurgie assistée par ordinateur permettent la localisation en temps réel et en trois dimensions, de la position du patient et de la position des instruments, ce qui permet alors de corréler ces positions par rapport aux images préopératoires. Les gestes du chirurgien ne sont pas contraints, ils sont seulement orientés par l'ordinateur. Il peut à tout moment décider d'interrompre l'assistance, ou bien d'en modifier la séquence.

La localisation des positions est réalisée grâce à un dispositif capable de capter l'ensemble du champ chirurgical. Pour obtenir l'ensemble des positions, il est nécessaire de faire un étalonnage du système avant l'intervention.

4.1.1 Étalonnage du système avant le début de l'intervention

L'étalonnage du système consiste en l'installation du système robotique dans la salle opératoire, le repérage des différents marqueurs de position et le calibrage du système.

L'installation du système d'assistance opératoire se fait dans le bloc opératoire, à un emplacement qui ne risquera pas de gêner l'équipe et l'asepsie, mais qui doit cependant rester dans le champ de vision du chirurgien.



Figure 94: On voit ici que la position de l'écran n'est pas en interférence avec les mouvements de l'équipe mais n'est pas très ergonomique pour le chirurgien (145)

Ce problème peut être solutionné par une station de travail (unité centrale) séparée de l'interface homme-machine (l'écran) grâce aux systèmes de réalité augmentée (information interposée entre l'œil et le champ opératoire) et de réalité virtuelle (lunettes non transparentes)

4.1.1.1 Localisation spatiale du site opératoire et des instruments chirurgicaux

4.1.1.1.1 La position de la table opératoire

La position de la table opératoire sur laquelle repose le patient importe peu dans le cas des systèmes passifs d'assistance opératoire. En effet, le positionnement du patient n'est pas repéré grâce à la table mais directement sur la tête du patient. La position des instruments est elle aussi indépendante de la position de la table.

La position de la table n'est importante que dans le cas des systèmes actifs, lorsque le bras robotisé est arrimé à la table afin d'être plus stable.

4.1.1.1.2 Repérage in-situ des marqueurs de position du patient

La position du patient, une fois installé sur la table, est repérée grâce aux points de repère anatomiques ou aux dispositifs additionnels de référence spatiale. La position du patient doit absolument être reproductible par rapport aux images préopératoires, la précision du transfert de la planification au site chirurgical en dépend en très grande partie; tous les auteurs sont unanimes pour le dire (20, 93, 107, 112, 145, 156, 162, 176, 187).

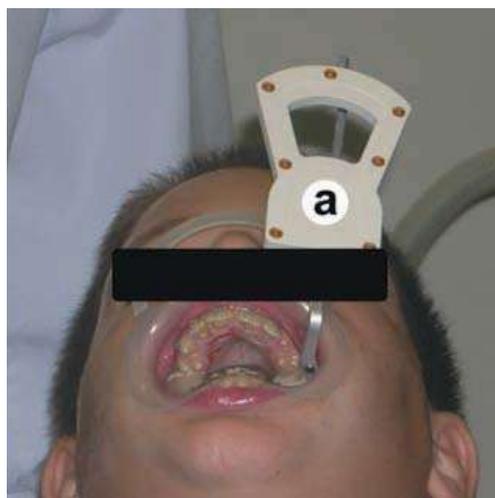


Figure 95: Nouveau support du système DENX (178)

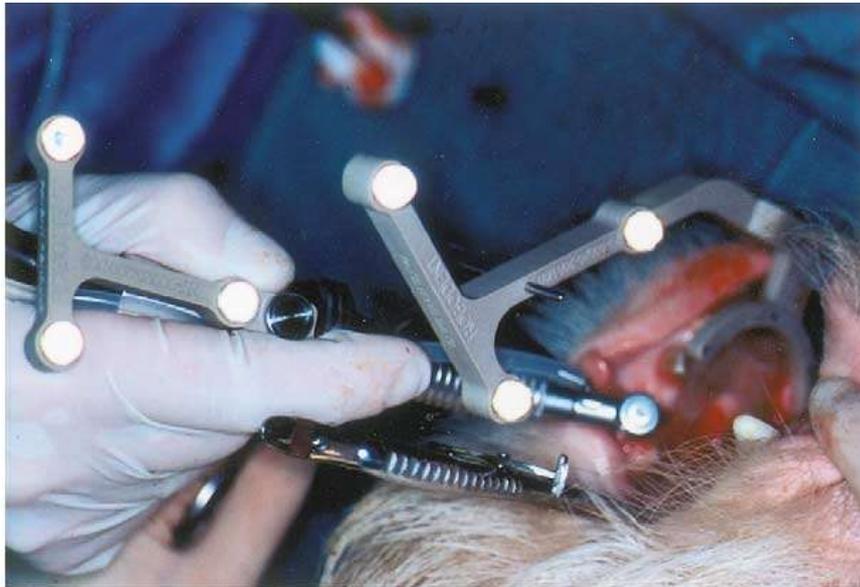


Figure 96: Support des marqueurs peropératoires du système ROBODENT (108)

Le repérage in vivo de la position du patient s'obtient par deux méthodes:

- Méthode manuelle: le repérage des mêmes points de repère anatomiques ou additionnels préopératoires grâce à une sonde de navigation. Cette sonde est reconnue et positionnée par le système de localisation en 3D; le chirurgien va alors placer l'extrémité de cette sonde directement sur les points de repère précités. Il incombe donc pour réaliser cette étape primordiale que cette manipulation soit faite par le même chirurgien que celui ayant réalisé l'étape préopératoire. Une fois la sonde placée à l'exact endroit repéré en préopératoire, le chirurgien va corréler manuellement cette position avec les images préopératoires.

L'inconvénient de cette méthode est la nécessité de vérifier régulièrement que la corrélation des points de repère est toujours parfaite afin de conserver une précision optimale.

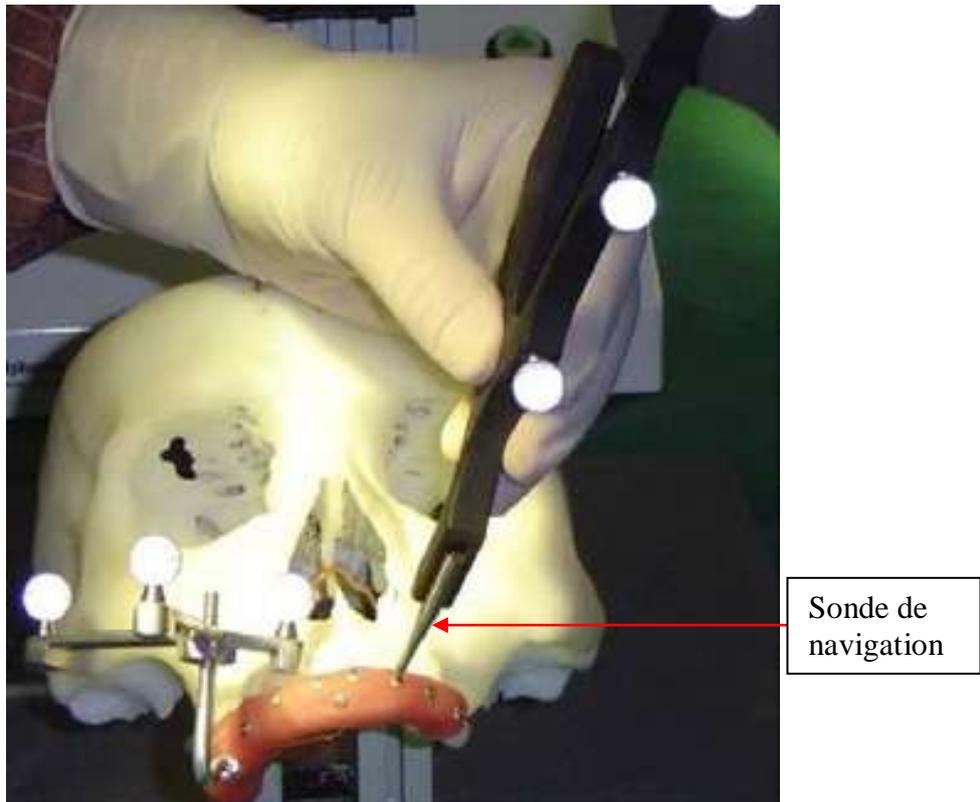


Figure 97: Marquage manuel : Positionnement in vitro de la sonde sur la tête de vis (187)



Figure 98: Marquage manuel : Positionnement en bouche (36)

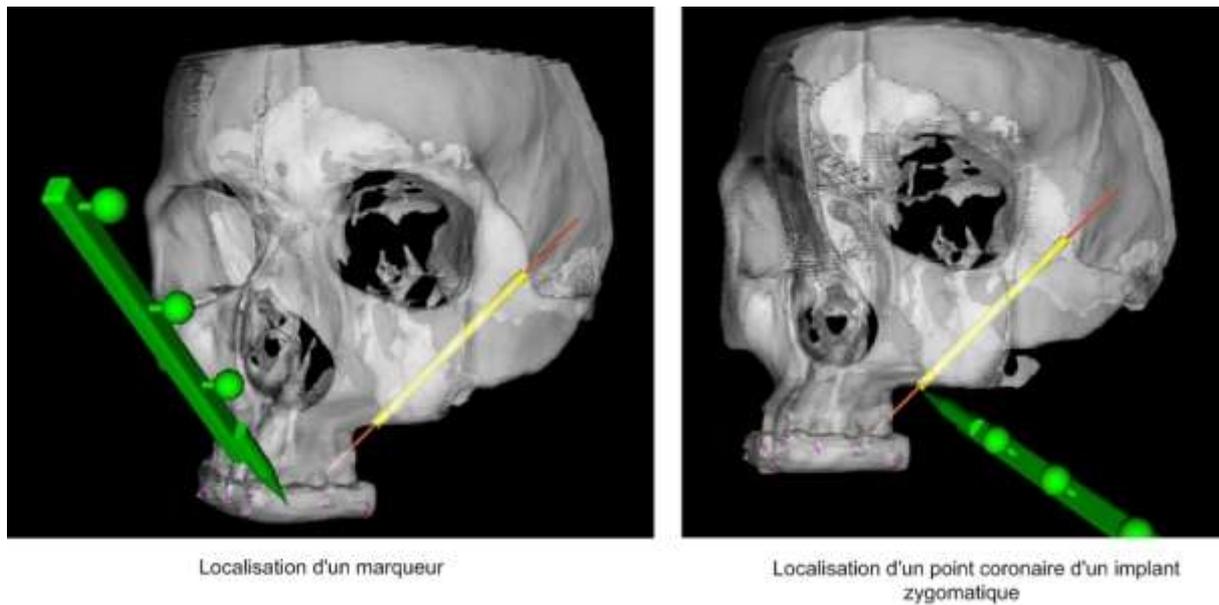


Figure 99: Calibrage par la sonde de navigation des points de référence (187)

- Méthode automatique: les structures additionnelles de référence spatiale qui sont positionnées sur le patient, peuvent aussi inclure à la place des marqueurs radio opaques préopératoires, des marqueurs de position peropératoires spécifiques au système utilisé (Cf 4.1.2). Ces marqueurs sont alors spécifiquement reconnus par le système de localisation 3D. Certains systèmes sont aujourd'hui tellement bien définis, qu'en fonction de la position standardisée des marqueurs sur la structure additionnelle de référence spatiale, le logiciel reconnaîtra alors automatiquement la position du patient. Tout ceci s'obtient sans la nécessité du pointage des marqueurs par le chirurgien, et sans non plus, nécessiter la vérification régulière de la corrélation entre les images préopératoires et la position peropératoire.

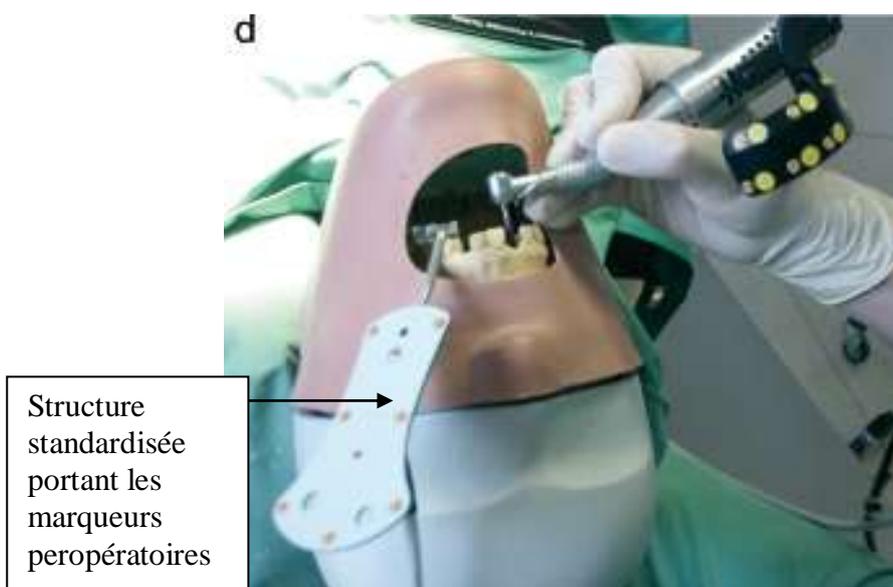


Figure 100: Positionnement automatique: Vue in vitro de la structure portant les marqueurs peropératoires standardisés enclenchée dans la gouttière (94)

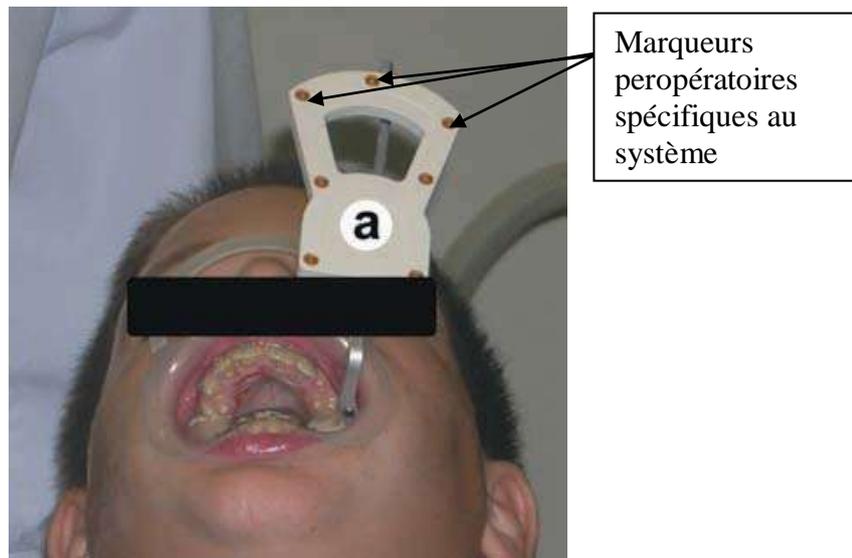


Figure 101: Nouveau support (a) standardisé des marqueurs peropératoires du patient du système DENX (178)

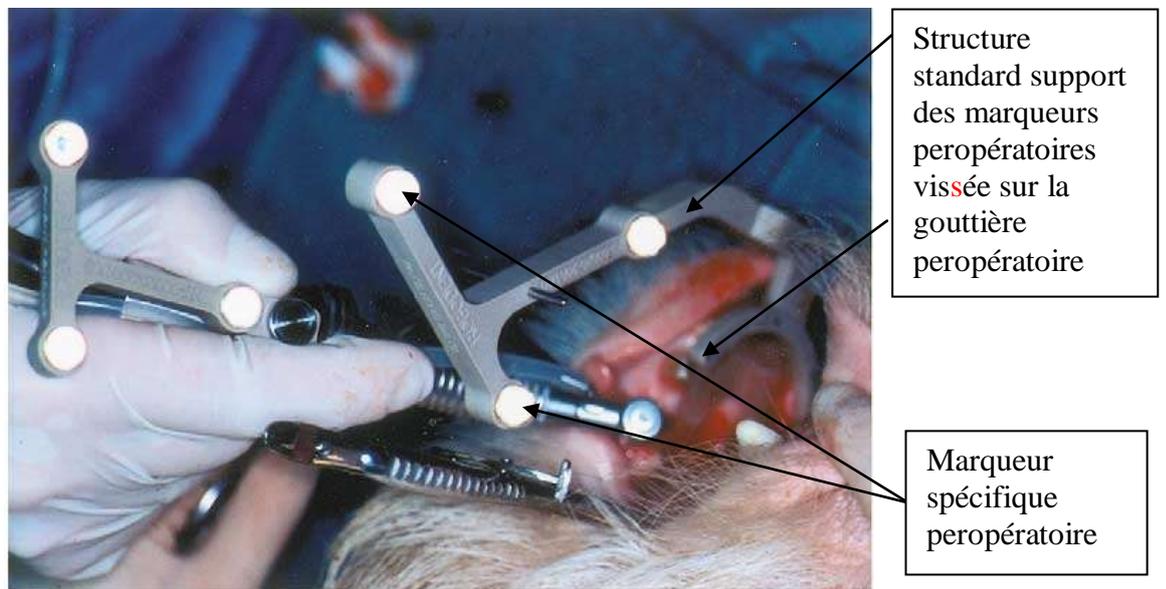


Figure 102: Support des marqueurs peropératoires standardisés du patient et des instruments du système ROBODENT (108)

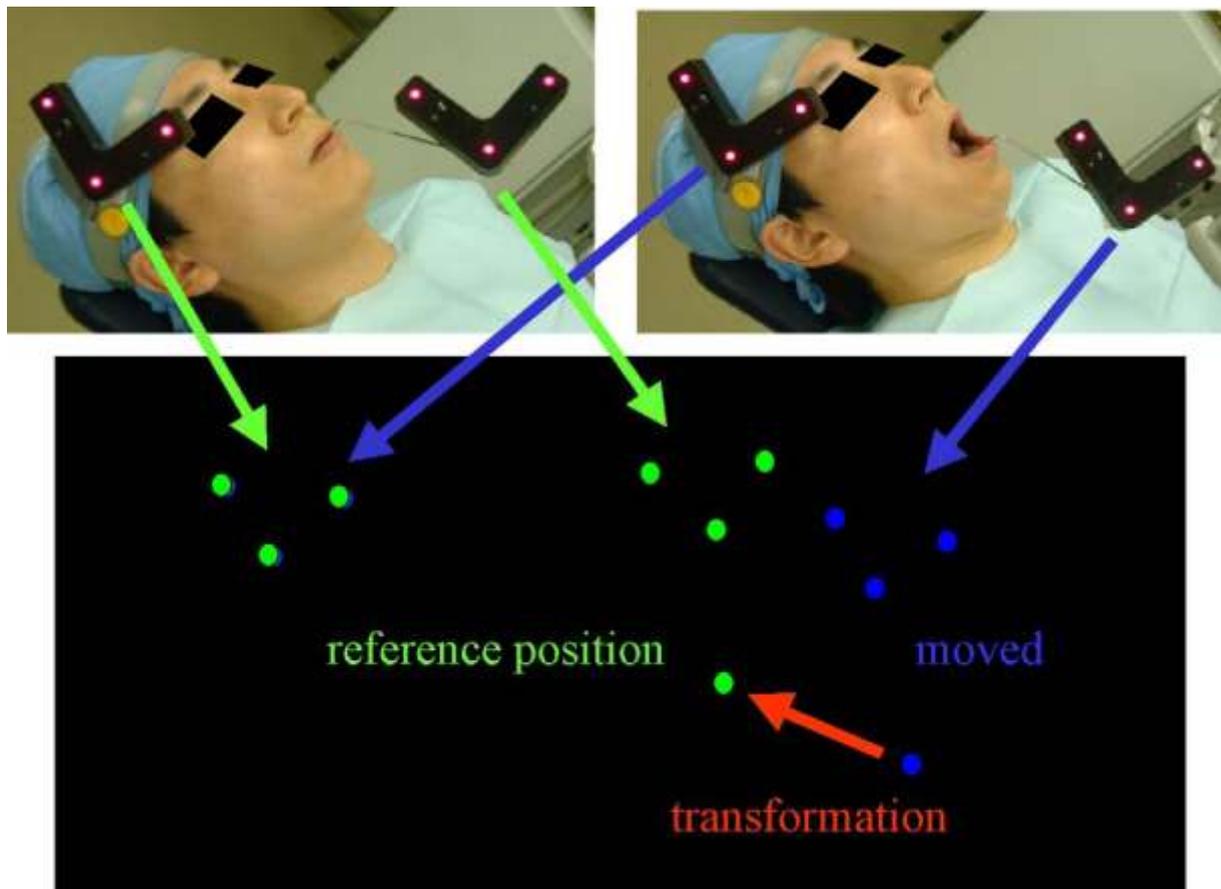


Figure 103: Corrélation instantanée et automatique entre la position initiale et la position nouvelle (162)

4.1.1.1.3 La position des Instruments

La position des instruments repose sur le même principe. La pièce à main servant au forage du puits implantaire est munie de structures additionnelles de référence spatiale. Dans les débuts de la navigation chirurgicale, les pièces à main étaient celles classiquement utilisées lors de toutes les interventions. Elles étaient pour l'occasion munies de la structure de référence qui était elle-même amovible. Ce dispositif nécessitait alors un calibrage complexe de la position exacte de la structure sur la pièce à main, et également de la longueur des forets utilisés afin de parfaitement savoir l'avancement du forage en intra-osseux (22).

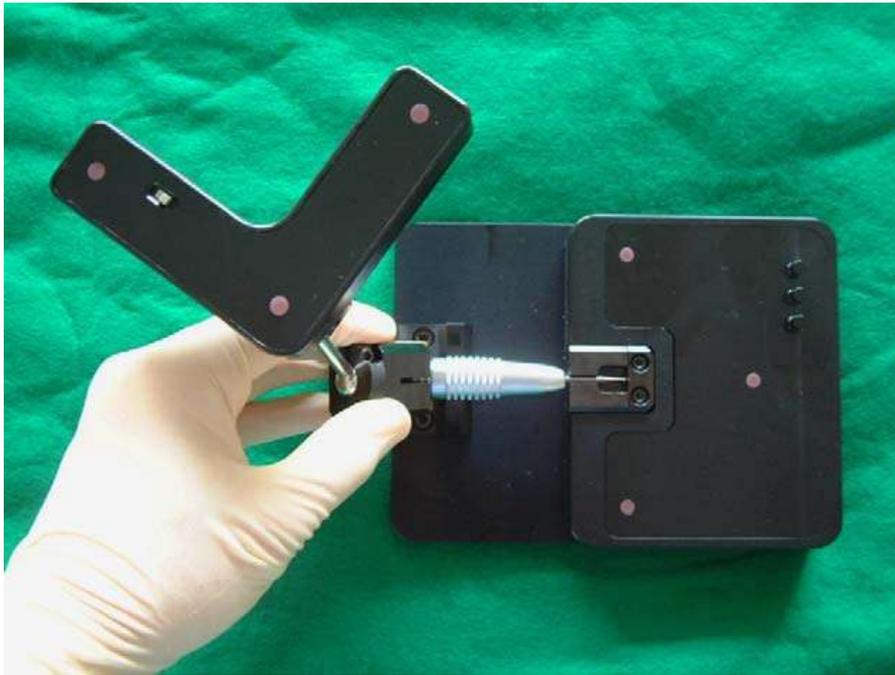


Figure 104: Calibrage de la pièce à main pour chaque foret utilisé: le localisateur 3D calcule la distance entre la structure référentielle de la pièce à main et la structure référentielle du calibre permettant ainsi de positionner avec précision la pointe du foret par rapport à la structure référentielle de la pièce-à-main (162)

Puis avec l'avancée des progrès, les systèmes de navigation se sont petit à petit simplifiés et améliorés, permettant ainsi le calibrage automatique par le logiciel en fonction des références (bibliothèque des dimensions) de la pièce à main et des séquences de forets utilisées. Les derniers systèmes fournissent maintenant une pièce à main spécifique pour le système ne nécessitant plus que le calibrage de la séquence des forets utilisés.



Figure 105: Pièce à main spécifique du système IGI-DENX (36)



Figure 106: Pièce à main standard avec capteurs du système ROBODENT

4.1.2 Localisation spatiale des marqueurs en temps réel pendant l'intervention

Il est nécessaire d'obtenir une localisation du patient et des instruments en quatre dimensions: en effet, il est logique de repérer les positions en fonction de l'espace et en fonction du temps. La localisation se fera donc spatialement et instantanément.

Pour ce faire, il sera utilisé un dispositif capable de suivre la position de plusieurs cibles instantanément. Heureusement, ces différentes cibles se trouvent restreintes dans le champ opératoire.

Ce genre de dispositif de capture des mouvements peut se présenter sous la forme d'une "simple" caméra captant le mouvement des marqueurs, ou bien d'un émetteur-récepteur de signaux retransmis par les marqueurs.

Globalement, il existe 4 grands types de systèmes de localisation en fonction des techniques mises en œuvre:

4.1.2.1 Les capteurs de surfaces

Comme décrit précédemment, il existe deux types de capteurs des formes superficielles: la technique de balayage de la surface par un faisceau laser, ou encore la technique de palpation des surfaces.

4.1.2.1.1 Technique de balayage laser des surfaces (106, 107, 123, 136, 137, 162)

4.1.2.1.1.1 Principes

Cette technique est employée de la même façon pour la phase peropératoire. Le balayage de la surface se fait à distance du patient, il n'est pas nécessaire de faire pénétrer un quelconque

capteur dans le champ opératoire ou marqueur mettant en jeu l'invasivité de l'intervention.

4.1.2.1.1.2 Utilisation

L'utilisation de cette technologie est surtout représentée par les différentes études dans l'étape d'enregistrement de la position du patient en chirurgie cranio-maxillo-faciale, mais pas encore dans le cadre de la chirurgie implantaire.

Elle est aussi utilisée par Maassen (101) dans le cadre des chirurgies ORL assistées par des systèmes actifs.

4.1.2.1.1.3 Résultats

Les résultats obtenus pour la localisation sont principalement dépendants du nombre de points scannés par le laser. Marmulla et coll. (106) reportent que les systèmes de balayage laser actuellement disponibles proposent des résolutions allant de quelques points à plus de 300000.

Raabe et coll. (123) reportent que le système Z-Touch (BrainLab AG) permet en scannant 200 points d'obtenir une précision de $2,4 \pm 1,7$ mm (étendue des résultats : 1,0–9,0 mm). Schlaier et coll. (137) reportent avec le même système et le même nombre de points une précision de $2,77 \pm 1,64$ mm.

Avec le système Fazer (appartenant à StealthStation Treon; Medtronic, Inc.), Schicho et Coll.(136) montrent qu'avec une résolution de 300 points, ils obtiennent 1,3 à 3,2 mm (moyenne 1,8 mm).

Marmulla et Coll. (106) rapportent que les systèmes de balayage laser qui proposent des résolutions de 6000 points ont permis d'obtenir des erreurs de localisation jusqu'à plus de 6 mm, qui sont donc inacceptables en chirurgie. Pour eux, les systèmes doivent au moins fournir une résolution de 30000 points et plus, permettant alors de réduire les erreurs à une déviation moyenne de $1,1 \pm 0,2$ mm.

Marmulla et Coll. (107) décrivent, avec leur système Surgical Segment Navigator SSN++ développé à l'origine avec la société Carl Zeiss (Allemagne), une erreur moyenne de 0,8 mm avec une déviation moyenne de 0,3 mm avec des résultats minimum de 0,2 mm et maximum de 1,5 mm.

4.1.2.1.2 Technique de palpation des surfaces (156)

4.1.2.1.2.1 Principes

Il existe des systèmes dits de palpation ou palpeurs. Ces systèmes enregistrent les reliefs surfaciques grâce à des embouts-aiguilles dont l'enfoncement par pression hydraulique à travers la

muqueuse jusqu'au contact osseux est enregistré et corrélé avec celui de l'aiguille d'à côté. Chaque mouvement d'embout ou aiguille ou palpeur est enregistré par rapport à une structure fixe, il est corrélé avec le palpeur voisin.

Ainsi, le système enregistre les dépressions muqueuses et osseuses ainsi que les zones en reliefs. Il est alors possible de corréler les données palpées avec l'image scanner.

4.1.2.1.2.2 Résultats

Tal et Al. (156) obtiennent une précision par ce système de $0,4 \pm 0,2$ mm. Ces résultats sont encore à corréler avec d'autres études car il n'existe que celle-ci dans le domaine de l'implantologie.

4.1.2.2 Les marqueurs optoélectroniques (20, 44, 54, 56, 57, 69, 70, 71, 72, 73, 89, 91, 108, 136, 162, 170, 174, 176, 178)

4.1.2.2.1 Principes

Il existe deux types de fonctionnement de ces systèmes optoélectroniques:

- les marqueurs disposés sur le patient et sur les instruments ne sont que des "miroirs" d'un signal de nature lumineuse envoyé par l'émetteur-récepteur,
- les marqueurs sont des sources de lumière, celle-ci sera captée par le récepteur.

4.1.2.2.1.1 Marqueurs miroirs (57)

Les petites sphères radio opaques utilisées en préopératoire pour l'acquisition de l'imagerie, sont remplacées par des petites boules faites en un matériau réfléchissant. Ces sphères réfléchissantes sont disposées sur le patient avec le même dispositif (arc facial, armature additionnelle) que pour l'imagerie; il est alors aisé d'obtenir les mêmes points de repère qu'en préopératoire.

Pour envoyer le signal de lumière, il est utilisé une source de lumière infrarouge. Celle-ci est généralement placée au dessus ou en face du champ opératoire. La source de lumière n'est pas focalisée en une seule direction (ce n'est pas un laser), puisque cette lumière doit frapper tous les

marqueurs réfléchissants placés sur le patient et sur les instruments.

Une fois la lumière produite, elle est réfléchiée par les marqueurs, puis recaptée par un dispositif de caméra sensible à l'infrarouge. Ce n'est pas une caméra simple, elle doit disposer d'une vision stéréoscopique, c'est-à-dire capable de construire deux images différentes, prises au même instant mais depuis des positions différentes (comme nos yeux). Ce sont souvent deux caméras disposées sur un même support mais séparées d'une distance déterminée. On obtient alors deux images différentes focalisées sur un même champ de vision.

Enfin, c'est le logiciel qui calculera la différence entre les 2 images prises au même instant, et qui pourra alors reconstruire une seule image en 3 dimensions, et donc qui positionnera chaque miroir les uns par rapport aux autres dans l'espace.

Grâce à une prise et un calcul d'images suffisamment nombreuses par seconde, le logiciel permettra de voir la position de chaque miroir instantanément par rapport aux autres.

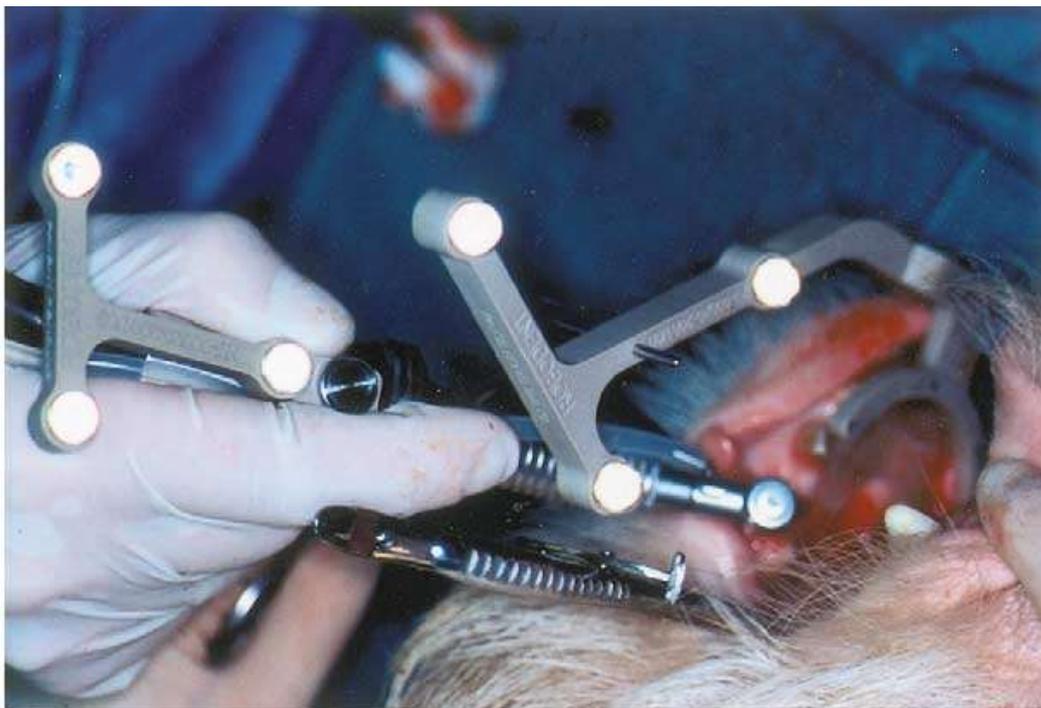


Figure 107: Marqueurs de forme hémisphérique réfléchissants du système ROBODENT (108)

4.1.2.2.1.2 Marqueurs émetteurs (20)

Le principe de l'émission de la source lumineuse diffère: c'est chaque marqueur disposé sur le patient et sur les instruments qui est une diode électroluminescente. Chaque marqueur émet sa

propre lumière qui sera captée par le système de caméra stéréoscopique alors dépourvu d'émetteur lumineux. La reconstruction en 3D reprend ensuite le même principe (20).

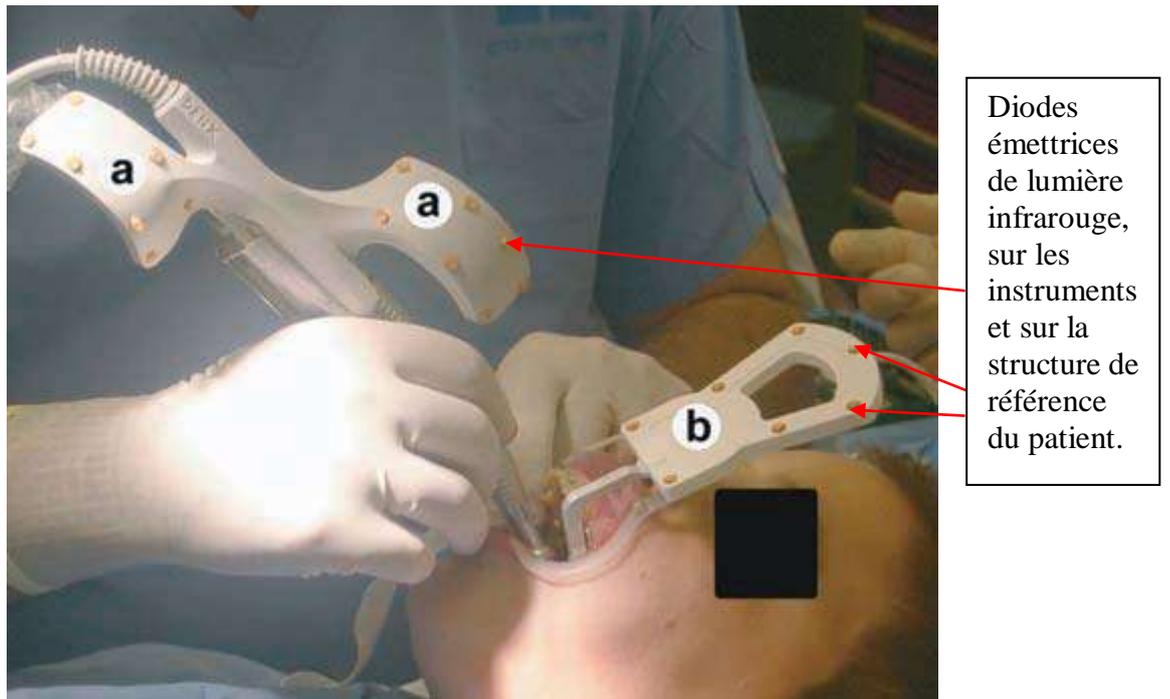


Figure 108: Système auto émetteur de chez IGI (178)

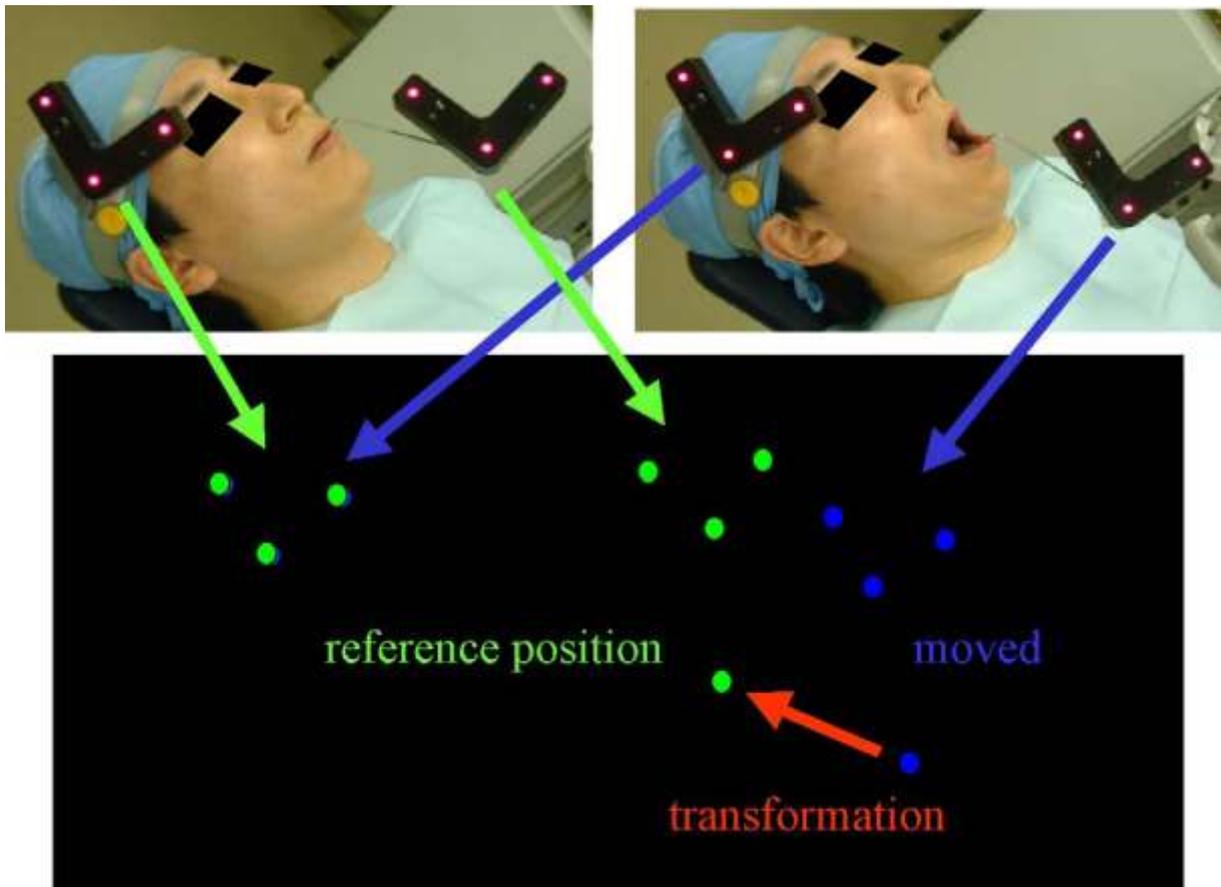


Figure 109: Corrélation instantanée et automatique entre la position initiale et la position nouvelle: on remarque facilement la lumière rouge des diodes émettrices (162).

4.1.2.2.2 Utilisation

L'utilisation de ces marqueurs optoélectroniques est désormais fréquente dans les structures hospitalières et cliniques. En effet, les systèmes de navigation chirurgicale sont maintenant très utilisés dans les domaines de la neurochirurgie, de l'orthopédie, de la chirurgie ORL et maxillofaciale. Leur utilisation, d'abord expérimentale dans les structures hospitalières, se révèle maintenant être une pratique routinière en chirurgie assistée.

La seule exigence indispensable du système est la trajectoire directe (sans interposition) des rayons lumineux entre les marqueurs et les capteurs; ce qui nécessite de la part de l'équipe opératrice de s'adapter à une nouvelle position de travail (69, 70, 72). C'est le même principe élémentaire que d'interposer sa tête sous le scialytique empêchant de voir correctement le site opératoire. Dans ce cas, il serait alors intelligent d'alerter le chirurgien par un quelconque signal.

4.1.2.2.3 Résultats (20, 44, 54, 70, 71, 72, 73, 89, 91, 136, 170, 174, 176)

Dans les multiples études présentées, il faut différencier les résultats obtenus. En effet certaines études présentent les résultats bruts du système de localisation, d'autres présentent les résultats nets après intervention de l'ensemble du système de navigation.

Il existe bien évidemment de multiples systèmes de localisation; les plus fréquemment rencontrés dans les études sont les systèmes FlashPoint® 5000TM 3D Localizer (Image Guided Technologies©, Inc., Boulder, Colorado), Polaris® (Northern Digital Inc. ©, Ontario, Canada), Pro-Reflex®Motion-Capture MCU240 (Qualisys Inc. ©, Suède)....

Dans l'étude de Khadem R. et Coll. (89), ils décrivent une précision du système de localisation Flashpoint de 0,028 +/- 0,012 mm pour le modèle de 300 mm, 0,051 +/- 0,038 mm pour le modèle de 580 mm, et 0,059 +/- 0,047 mm pour le modèle de 1 m. Pour le système Polaris, ils décrivent une précision de 0,058 +/- 0,037 mm jusqu'à 0,115 +/- 0,075 mm en fonction du système de maintien des marqueurs. Cette précision de moins de 0,1 mm semble donc se situer en dessous du seuil d'exigence de précision de la plupart des chirurgiens.

Dans leur étude, Wagner et Coll. (170) décrivent une précision moyenne du système FlashPoint de 0,4 +/- 0,7mm (étendue 4,3mm) ; et pour le système Polaris, 0,1 +/- 0,6mm (étendue 3mm).

L'énorme avantage de la haute précision technique (globalement inférieure à 1mm), la facilité de stérilisation, et une manipulation aisée, permettent une très large utilisation des systèmes optiques

dans de multiples domaines. C'est pourquoi ils sont de plus en plus utilisés et deviennent presque le système standard en navigation chirurgicale (20, 44, 54, 70, 71, 72, 73, 91, 136, 174, 176).

Les inconvénients relatifs à l'utilisation de marqueurs optoélectroniques sont: le contact optique permanent nécessaire entre les caméras et les marqueurs; les possibles interférences dues à des reflets sur les surfaces métalliques à proximité; et les dépenses relatives à l'achat d'un tel système (70).

Il est utile de rappeler que cette précision technique des systèmes optiques n'est que la précision de localisation des marqueurs, ce n'est pas la précision de positionnement des implants en définitive.

Nous décrivons au 4.1.2.6 les précisions inhérentes à chaque système de navigation et donc la précision de pose des implants.

4.1.2.3 Les marqueurs magnétiques (21, 57, 67, 82, 105, 176)

4.1.2.3.1 Principes

Les marqueurs électromagnétiques sont des petits aimants disposés sur le patient et sur les instruments. Leur localisation repose sur le même principe de triangulation par des capteurs sensibles aux champs magnétiques. La position des marqueurs sur le patient et sur les instruments doit aussi être mise en concordance avec les marqueurs présents sur les données préopératoires (176) de la même façon que pour les marqueurs optiques (structures additionnelles).

4.1.2.3.2 Utilisation

Pour des raisons d'interférences électromagnétiques avec les pièces métalliques présentes dans la pièce d'intervention, leur utilisation à des fins cliniques s'est arrêtée en 1999 (57). Ces marqueurs électromagnétiques étaient en effet trop susceptibles d'interférer avec les champs magnétiques multiples présents dans les salles d'opération (scopes, ordinateurs, respirateur, et multiples pièces ferromagnétiques (aimantées ou aimantables) instrumentales enclines à modifier les champs magnétiques des marqueurs...). Ils sont toujours utilisés à des fins de recherche et dans d'autres disciplines médicales et non médicales (jeux vidéo de simulation par exemple).

4.1.2.3.3 Résultats

Les marqueurs ferromagnétiques ont l'avantage d'être très petits; ils ne gêneront donc pas

les gestes du chirurgien. Il n'est pas non plus nécessaire d'avoir de "contact" visuel direct permanent entre le capteur et l'aimant. L'avantage majeur est la facilité de localisation 3D d'un système magnétique grâce aux lignes de champ magnétique, donc cela permet un calcul très rapide de la position en 3D des instruments. Il est également très facile de stériliser ces marqueurs.

Les inconvénients ont malheureusement la primeur dans la balance avantages-inconvénients, du fait des nombreuses sources d'interférences possibles.

Ce sont donc les résultats trop faibles car souvent supérieurs à 4 mm de précision technique et avec des minima et maxima trop étendus (21, 67, 82, 105), qui ont entraîné l'impossibilité actuelle d'une utilisation commerciale.

Dans une étude assez récente, Schicho et son équipe (135) ont testé en 2005, les systèmes électromagnétiques de nouvelle génération. Ils trouvent des erreurs de précision opératoire de l'ordre de 1 mm environ. Leur étude repose sur l'évaluation des distorsions créées par les instruments métalliques utilisés dans les blocs opératoires mais dans des conditions in-vitro. Ils obtiennent malgré des mesures généralement satisfaisantes (environ 1 mm), des marges d'erreurs basses (0,2 mm) et hautes (5,1 mm) un peu étendues. Ils concluent malgré cela à la possibilité d'utiliser les nouveaux capteurs magnétiques à des applications cliniques. De nouvelles études semblent être donc nécessaires pour tester l'efficacité in vivo des nouvelles générations de capteurs magnétiques.

4.1.2.4 Les marqueurs à ultrasons (54, 70)

4.1.2.4.1 Principes

Le repérage ultrasonore des positions du patient et des instruments reposent toujours sur le principe de triangulation. Les marqueurs sont alors systématiquement émetteurs d'ultrasons. En effet, il n'existe pas encore à ce jour, de système d'écholocalisation capable de précision suffisante pour un tel champ d'acquisition des signaux.

Les marqueurs positionnés sur le patient (structures additionnelles adaptées comme pour les marqueurs optiques) et sur les instruments, émettent des signaux sonores de la gamme ultrasonore (> 20KHz), qui sont captés par des microphones sensibles à la fréquence engendrée par les émetteurs. A partir des différents temps de trajet des ondes émises par les émetteurs, le système calcule la position des émetteurs. Ces microphones sont alors positionnés sur un bras amovible

positionné au dessus ou bien en face du site opératoire (54).

4.1.2.4.2 Utilisation

L'utilisation des systèmes de localisation par ultrasons, est d'une manière générale identique et aussi aisée que les systèmes optiques. Cependant le principe même des ultrasons reposant sur la propagation des ondes sonores et donc les mouvements de l'air, implique un niveau d'erreur potentiel suffisamment élevé pour que la précision de ses systèmes ne soit pas suffisante. En effet, le moindre mouvement d'air ou bien la moindre variation spatiale de température (chaleur dégagée par le scialytique...) entraîne une modification des propriétés dimensionnelles de l'air et ainsi une distorsion des ondes sonores, et donc une modification du signal reçu par les capteurs et forcément, une possible erreur de localisation (70).

C'est pour cela, que l'utilisation commerciale des systèmes ultrasoniques de navigation ne s'est pas développée.

4.1.2.4.3 Résultats

Les avantages de la navigation ultrasonore sont malheureusement insuffisants pour permettre l'utilisation fiable et en confiance de tels systèmes. En effet la précision technique relative est correcte: de 1 à 5 mm, une manipulation normale et une stérilisation facile (70).

En opposition, les inconvénients sont trop nombreux pour développer ces systèmes en vue de commercialisation: interférences sonores dues aux mouvements de l'air, l'effet Doppler, les réflexions en échos des ondes sonores, le bruit de fond de la salle d'intervention et les interpositions dans le "couloir" sonore (70).

4.1.2.5 Information sur la position des instruments

Pour réaliser le transfert du planning au site opératoire, le chirurgien dispose donc de nombreux systèmes de localisation. Pendant la phase de guidage réel du geste, le chirurgien dispose aussi de divers systèmes de réalité augmentée. Il saura ainsi en temps réel où sont situés ses instruments par rapport au patient (167).

Il est également très intéressant pour le chirurgien, de pouvoir positionner très précisément sur le patient, la zone atteinte par une lésion visible grâce aux moyens de l'imagerie. Avec la sonde de navigation, il pourra alors dessiner sur le patient la zone réellement atteinte, et de là, prendre les

marges de résection nécessaires (70).

Pour guider le chirurgien pendant la phase chirurgicale, les logiciels mettent en œuvre des moyens visuels, acoustiques et haptiques.

4.1.2.5.1 Affichage Visuel

L'information visuelle est la plus communément utilisée car souvent la plus simple à comprendre par tous. Le logiciel met à disposition du chirurgien pendant toute la chirurgie, les images préopératoires, sur lesquelles il y a superposition de tout élément nécessaire au guidage selon les critères définis par le chirurgien lui-même. Ainsi, il voit en permanence le foret et la pièce à main superposés sur les images scanner. Il est également possible de voir l'axe virtuel implantaire, prothétique; le trajet intra-osseux des paquets vasculo-nerveux à protéger, la position d'un greffon à apposer...

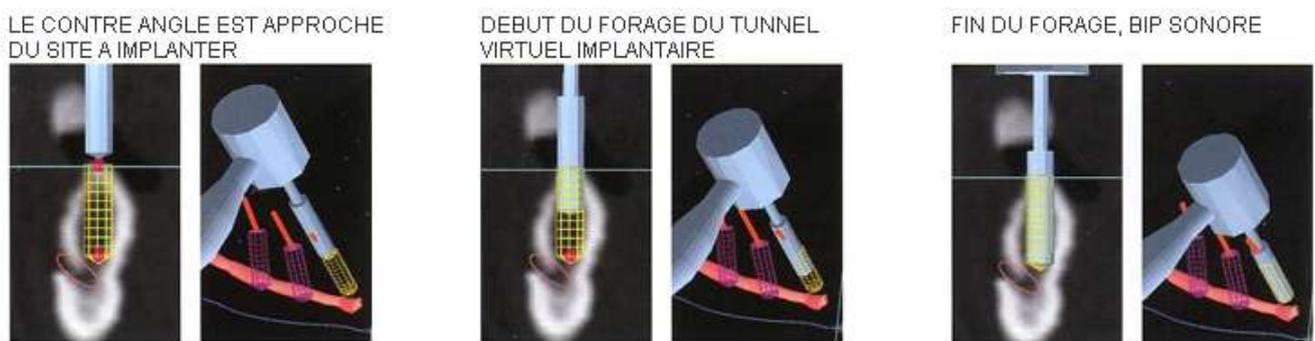


Figure 110: Guidage peropératoire sur écran d'ordinateur visualisant le contre-angle et le foret sur les images préopératoires selon le système DENX®.

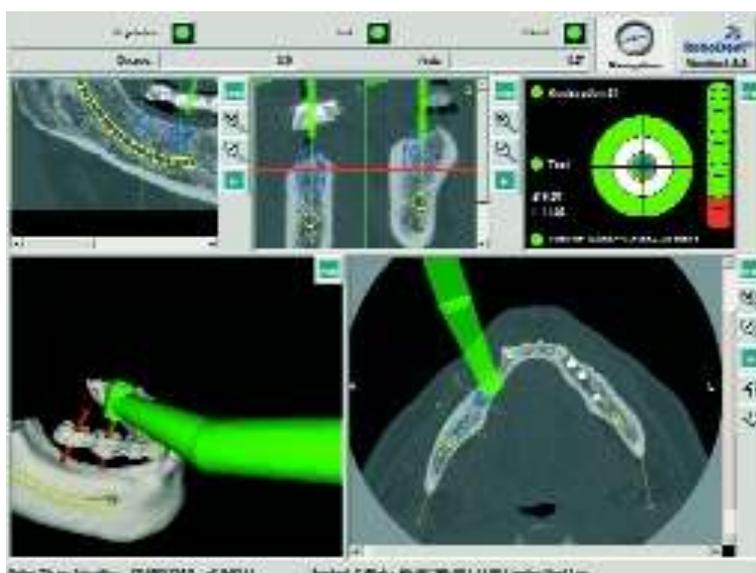


Figure 111: Guidage peropératoire sur écran d'ordinateur visualisant le contre-angle et le foret sur les images préopératoires selon le système ROBODENT®.

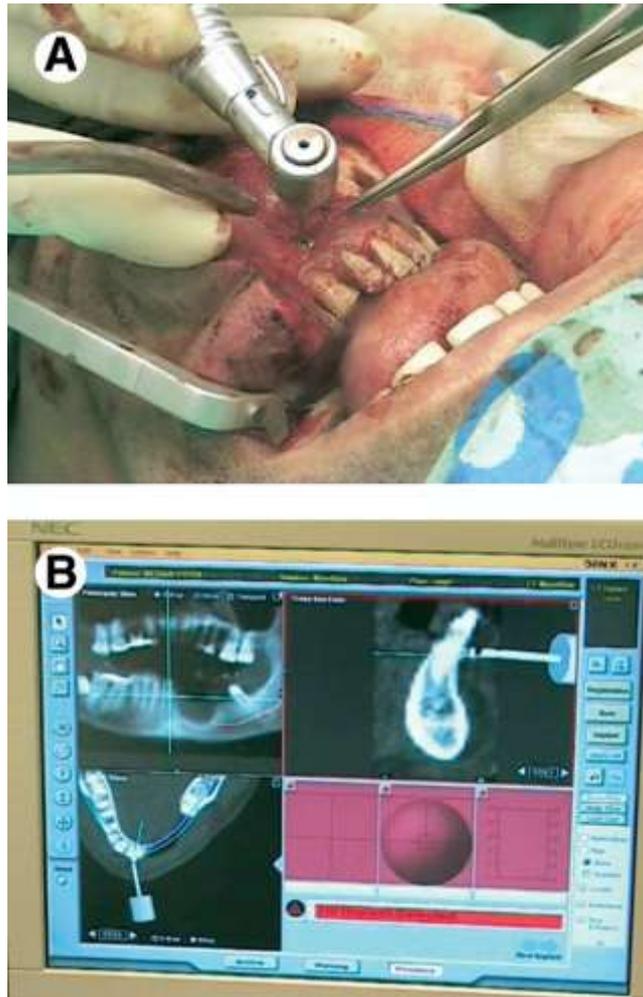


Figure 112: Visualisation sur l'écran d'ordinateur (B) en temps réel de la position et de l'axe du foret (A) sur les images préopératoires selon le système DENX® (178)

Toutes ces informations visuelles sont retranscrites de façon colorée et claire, sur différents support visuels:

4.1.2.5.1.1 Écran d'ordinateur

L'écran est directement relié à l'unité centrale de calcul, et affiche simplement les informations. C'est le chirurgien qui devra mettre l'écran dans la position qui lui convient afin de voir les informations relatives à l'intervention sans avoir à faire de gestes intempestifs.



Figure 113: Ecran d'ordinateur du système VECTORVISION® de BrainLab© (117)



Figure 114: Ecran à distance du champ mais position désagréable pour le cou; le chirurgien devra se placer à droite du patient; système VECTORVISION® de BrainLab©. (145)



Figure 115: Ecran d'ordinateur du système VECTORVISION® de BrainLab© (117)

4.1.2.5.1.2 Lunettes de vision en 3D (55, 57, 58, 118, 167, 168, 173, 176)

Les lunettes de vision en 3D aussi appelées "Head-Mounted Display", sont un système évidemment plus complexe que l'écran d'ordinateur simple. En effet, il requiert l'utilisation d'un système d'hologramme projeté sur la surface vitrée de lunettes semi-transparentes de réalité augmentée ou opaques pour la réalité virtuelle.

Les mouvements du chirurgien et en particulier de sa tête, sur laquelle sont positionnées les lunettes, doivent aussi être suivis par le logiciel de localisation afin de faire coïncider les données du patient et des lunettes du chirurgien. En effet, il est nécessaire que le système tienne compte de la position de la tête du chirurgien, afin de projeter au bon endroit sur les lunettes, les informations en rapport avec le patient, et donc que la zone où se focalise le regard du chirurgien à travers les lunettes soit correctement positionnée par rapport à la zone réellement à traiter.

Ainsi, le logiciel peut envoyer sur l'écran des lunettes, les informations nécessaires à la localisation en temps réel et en 3D, des instruments par rapport au patient, ou bien, de la lésion à traiter ou bien des tracés d'ostéotomies...

4.1.2.5.1.2.1 Les lunettes cognitives de Nonnon® (118)

Le premier à avoir adapté cette technologie de réalité virtuelle aux sciences expérimentales a été Pierre Nonnon en 1984. Il les appelle lui-même les lunettes cognitives car elles interagissent avec l'opérateur en lui donnant une "représentation graphique de l'interaction des variables du phénomène durant le déroulement du phénomène physique lui-même"(118).

4.1.2.5.1.2.2 Le casque de réalité augmentée de SONY®

Ainsi, les équipes menées par Watzinger, Ewers, Wagner et Enislidis (55, 57, 58, 167, 176), ont utilisé le casque fabriqué par Sony pour mettre en application clinique les notions explicitées par Nonnon.



Figure 116: Casque semi-transparent de réalité virtuelle par SONY (57)



Figure 117: Casque de réalité augmentée avec lumière froide (168)

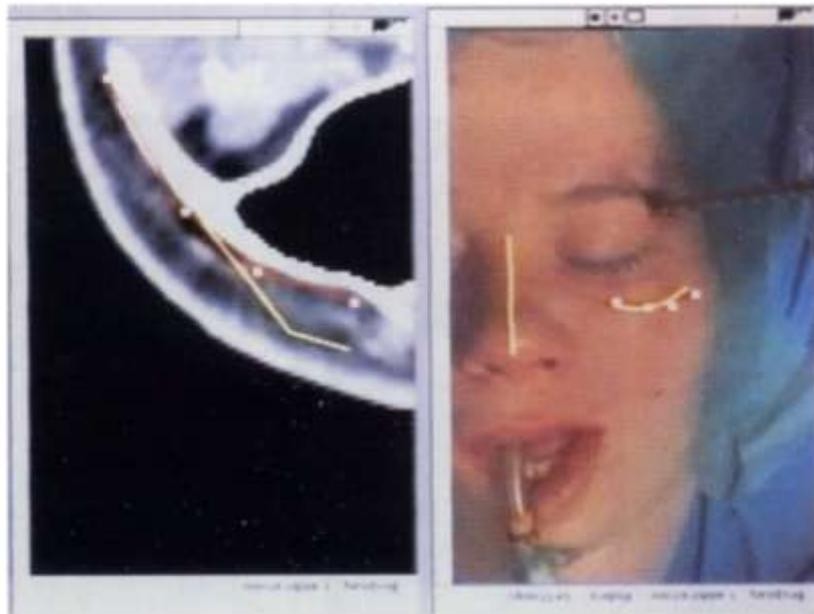


Figure 118: Vue au travers des lunettes de réalité virtuelle : Reconstruction zygomatique avec superposition de la position du rebord infra-orbitaire à obtenir (167)

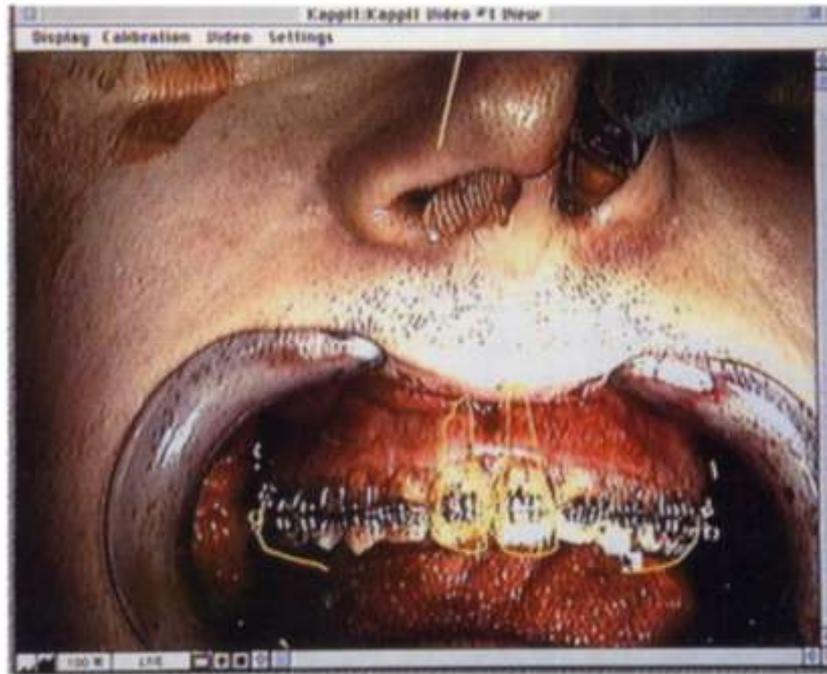


Figure 119: Vue au travers des lunettes de réalité virtuelle: Superposition visuelle des racines des incisives centrales pour tracés d'ostéotomies pour LeFort I (167)

Le puits de forage implantaire peut être représenté de la même façon que les racines sur cette image.

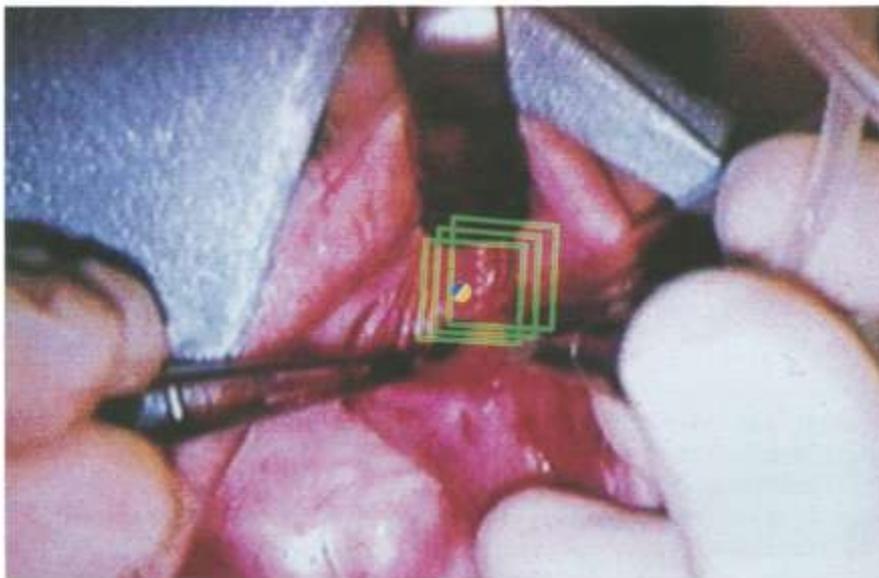


Figure 120: Vue au travers des lunettes de réalité virtuelle: "Pathfinding and Pinpointing" : autrement dit voie d'accès et pointage précis sur une lésion à atteindre (168)

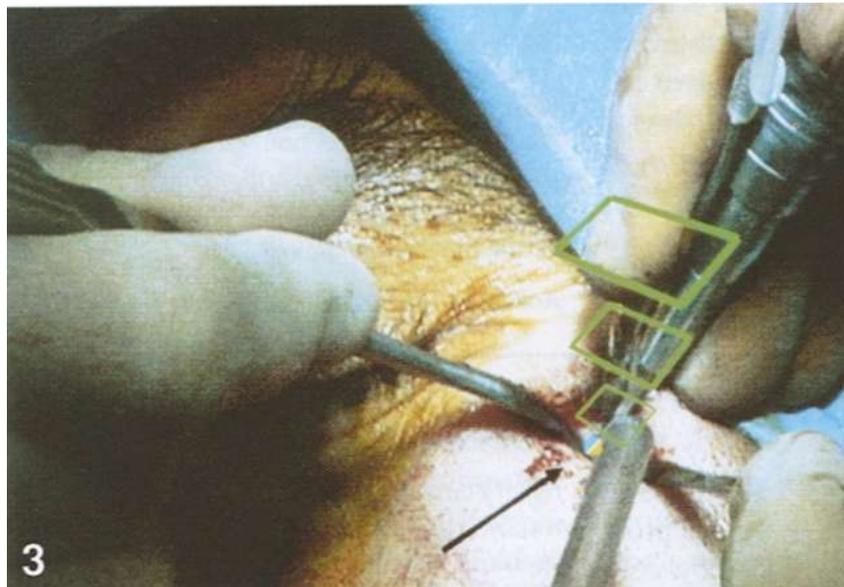


Figure 121: Vue au travers des lunettes de réalité virtuelle: idem (168)

4.1.2.5.1.2.3 Le casque VARIOSCOPE® (172, 173)

Le principe est le même que le casque semi-transparent de Sony, mais la particularité de ce système est de fournir une vision stéréoscopique intégrée au casque. En effet, le casque possède deux objectifs séparés permettant la vision en 3D. Ceci est également possible grâce à la localisation en temps réel du casque par rapport au patient et par rapport aux instruments grâce à la structure porteuse de marqueurs spatiaux intégrée au casque.

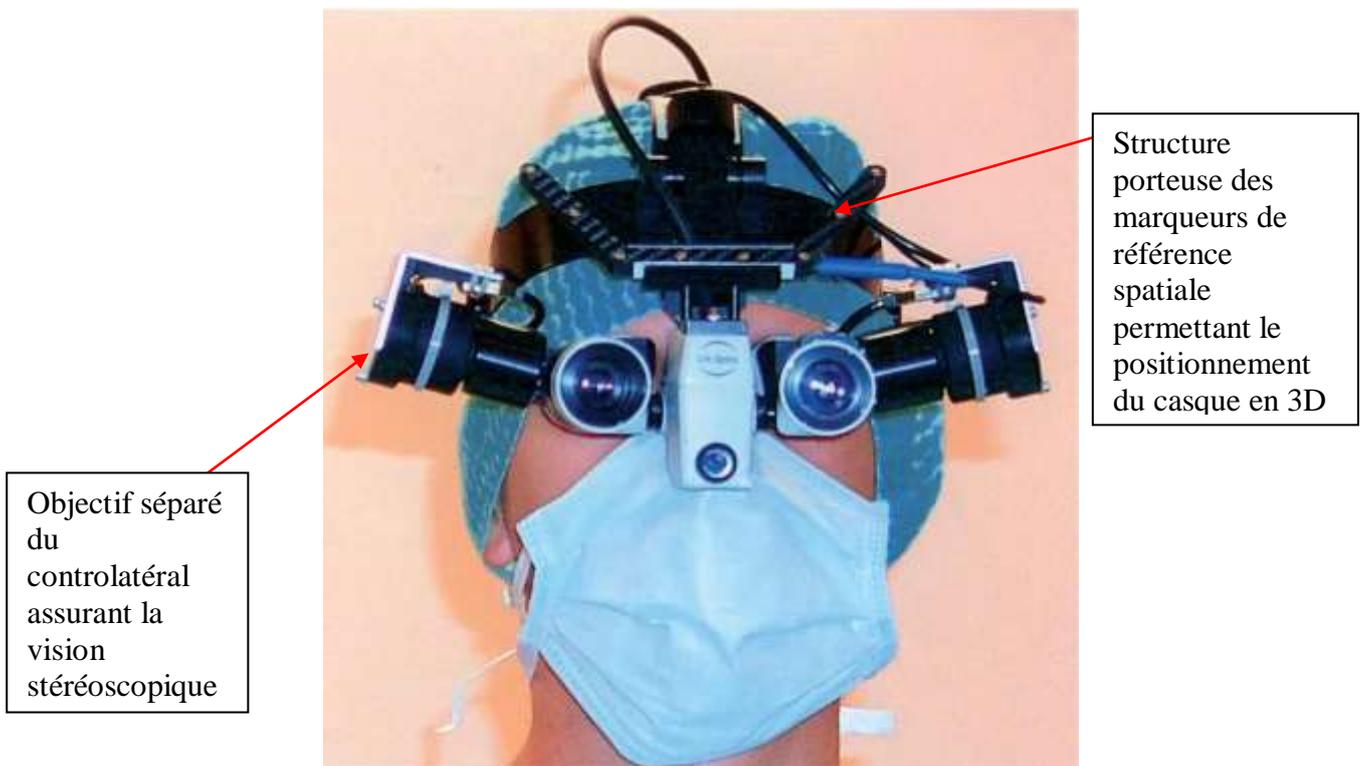


Figure 122: Casque VARIOSCOPE® (172)

Dans les 2 études menées par Wanschitz (172-173), ils reportent une précision de positionnement des implants sur des sujets anatomiques. Les déviations entre les implants planifiés et les implants effectivement posés sont dans l'étude 1 (172) :

- sur la crête: 0,57 +/- 0,49 mm côté lingual, et 0,58 +/-0,4 mm côté vestibulaire
- à l'apex de l'implant: 0,77 +/- 0,63mm côté lingual, et 0,79 +/- 0,71 coté vestibulaire
- avec une angulation moyenne de 3,55 +/- 2,07 degrés.

Dans l'étude 2 (173) :

- 0,96 +/- 0,72 mm (avec des valeurs s'étalant de 0,0 à 3,5 mm).

Wanschitz et son équipe (172, 173), ainsi que Wagner (169), insistent sur le fait que développer des systèmes de réalité virtuelle avec des casques portés par le chirurgien, et non plus avec des informations affichées sur un écran, permet d'obtenir une concentration visuelle sur le même objectif tout au long du forage, et donc éviter des mouvements intempestifs lors du regard sur l'écran.

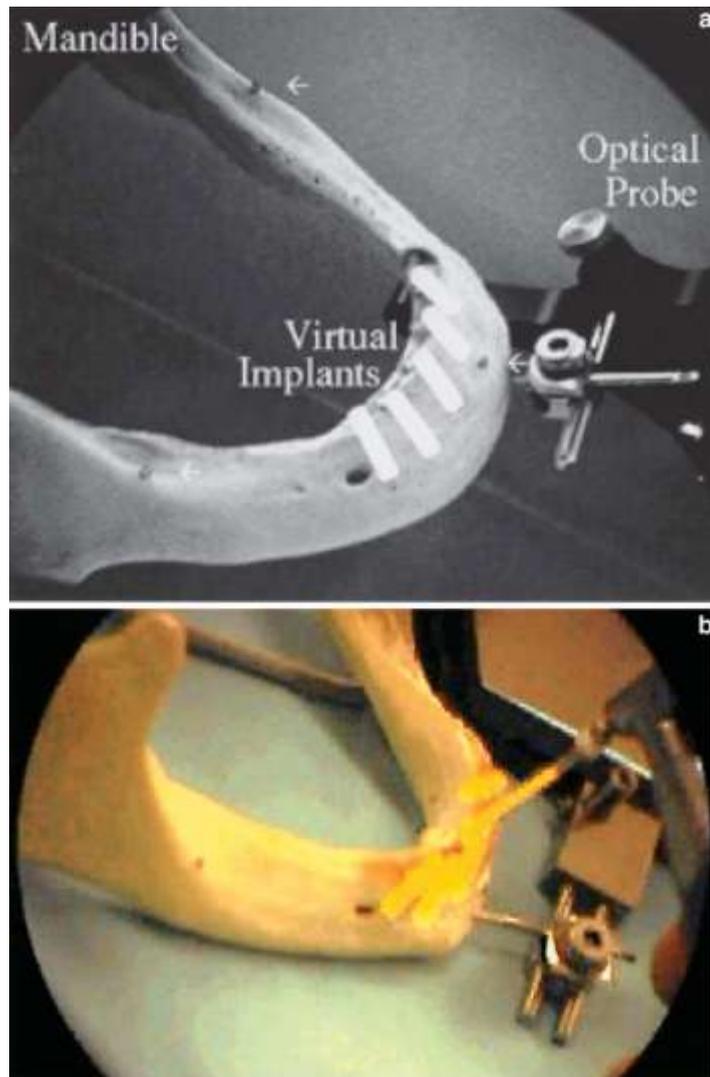


Figure 123: Vue à travers le casque VARIOSCOPE: Les implants virtuels et leurs axes sont nettement visibles (172).

Les dernières générations du casque Varioscope sont impressionnantes de technologie: vision binoculaire montée sur casque: il combine les caractéristiques traditionnelles (focus automatique, zoom et contrôle de la parallaxe) avec un éclairage puissant et une caméra intégrée permettant la documentation des images opératoires (84).

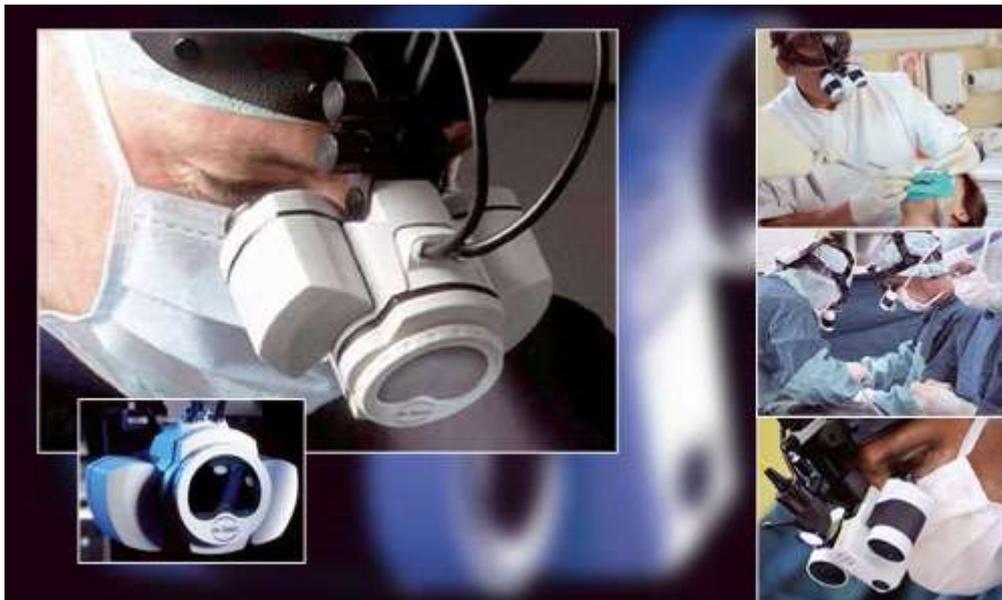


Figure 124: Casque VARIOSCOPE dernière génération (84)

Les champs d'application de ces systèmes de réalité augmentée sont donc multiples: réparation des chocs traumatiques zygomatiques, implantation en zone complexe, ablation de corps étrangers, tracé d'ostéotomies, positionnement de segments osseux mobiles (greffes, chirurgie orthognathique, chirurgie reconstructive...), biopsie mini-invasive profonde... Les indications majeures des systèmes de casque de réalité augmentée semblent donc être les zones dont les voies d'abord sont complexes, ou dont la visibilité est très faible, permettant ainsi d'accroître la précision peropératoire par rapport à un acte "conventionnel à la main", et également de diminuer l'invasivité de ces gestes.

Les différentes études menées par les équipes citées plus haut, reportent des résultats de précision peropératoire dépendant principalement des systèmes de localisation, mais dont la précision reste proche de celle de ces systèmes sans casque (172, 173).

4.1.2.5.1.3 Ecran en « Overlay » (43)

La réalité augmentée est un moyen d'informer le chirurgien sur les conditions d'intervention en temps réel. Il connaît grâce à ces systèmes de réalité augmentée, la position instantanée des instruments par rapport au patient. Il existe en chirurgie orthopédique un moyen de donner ces informations sans que le chirurgien n'ait besoin de quitter du regard le champ opératoire: un écran semi-transparent intercalé entre le site opératoire et ses yeux. Ce ne sont pas des lunettes comme précédemment décrit, mais une plaque de verre semi-réfléchissante qui permet aux informations de se refléter sur cette plaque et d'être vues par le chirurgien. La position des informations sur la plaque est corrélée avec les positions de la tête du chirurgien, de l'écran, et enfin du patient.

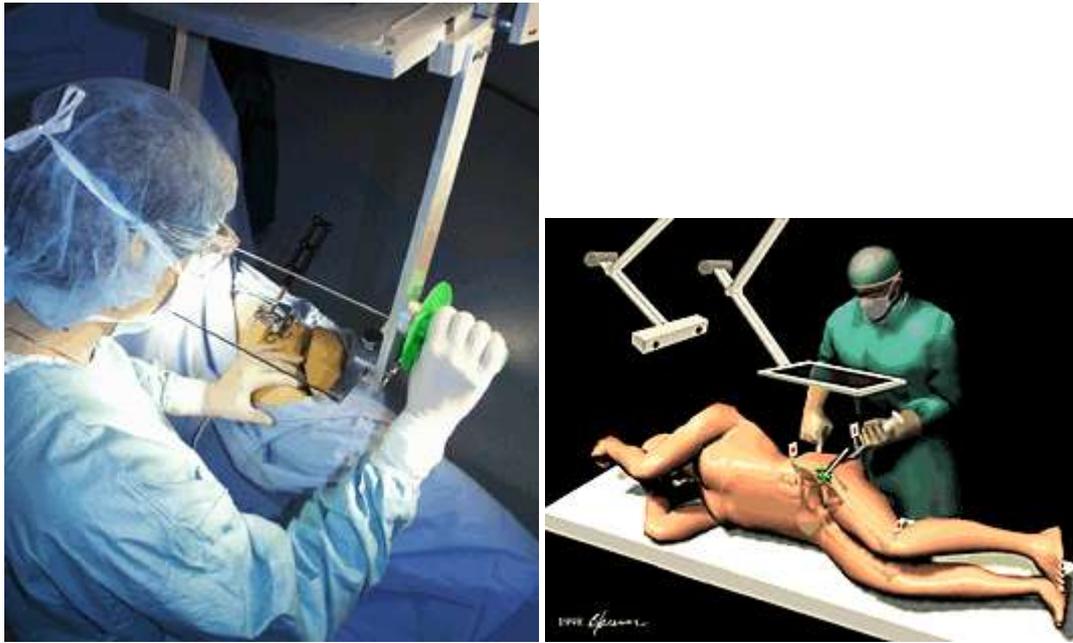


Figure 125: Ecran en "Overlay" utilisé en chirurgie orthopédique (43)

Ce dispositif d'affichage n'est pas encore utilisé en chirurgie maxillofaciale ou implantaire.

4.1.2.5.2 Affichage du futur (97, 141)

Les recherches actuelles ont tendance à la miniaturisation de tous les composants. Grâce aux nanotechnologies, l'équipe de Parviz (97, 141), a réussi l'exploit d'intégrer l'ensemble des composants nécessaires à la transmission des informations, leur décodage, leur transformation en format visuel et la visualisation de ces informations, sur des lentilles souples. Il est ainsi possible de créer une réalité augmentée directement au contact de l'œil, et donc de ne jamais réduire le champ de vision ni l'ergonomie du chirurgien. Ce domaine est évidemment, encore en voie de recherche et développement, cependant les applications imaginables d'un tel système sont déjà nombreuses.

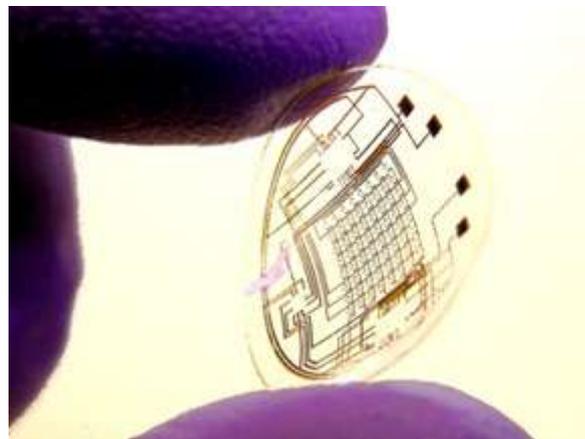


Figure 126: Lentille de contact "intelligente" (141).

4.1.2.5.3 Information Sonore (172, 173)

Durant l'intervention, le chirurgien est guidé par les images projetées sur écran ou bien sur les lunettes. Comme le décrit Wanschitz et son équipe (172-173), l'avantage des lunettes est la concentration du regard sur le site opératoire sans avoir besoin de systématiquement regarder dans la direction de l'écran. En effet, le forage, au moment le plus ardu, requiert le maximum d'attention, concentration et précision. Il est donc important que le chirurgien ne quitte pas des yeux ses instruments.

Mais il existe un autre moyen d'informer le chirurgien sur la position de ses instruments; c'est le guidage sonore.

Dans les derniers millimètres de forage, le chirurgien va être guidé par un signal sonore dont la fréquence de retentissement va être de plus en plus importante à mesure que le foret va s'approcher de la zone à atteindre. (C'est le même principe qu'un localisateur d'apex utilisé en endodontie, ou bien encore un radar d'assistance au stationnement des véhicules).

Grâce à ce signal, le chirurgien n'aura plus à regarder l'écran et la jauge de profondeur au moment où la précision doit être maximale; d'autant plus avec les systèmes de navigation grâce auxquels les distances de sécurité relatives aux structures anatomiques sont réduites au minimum.

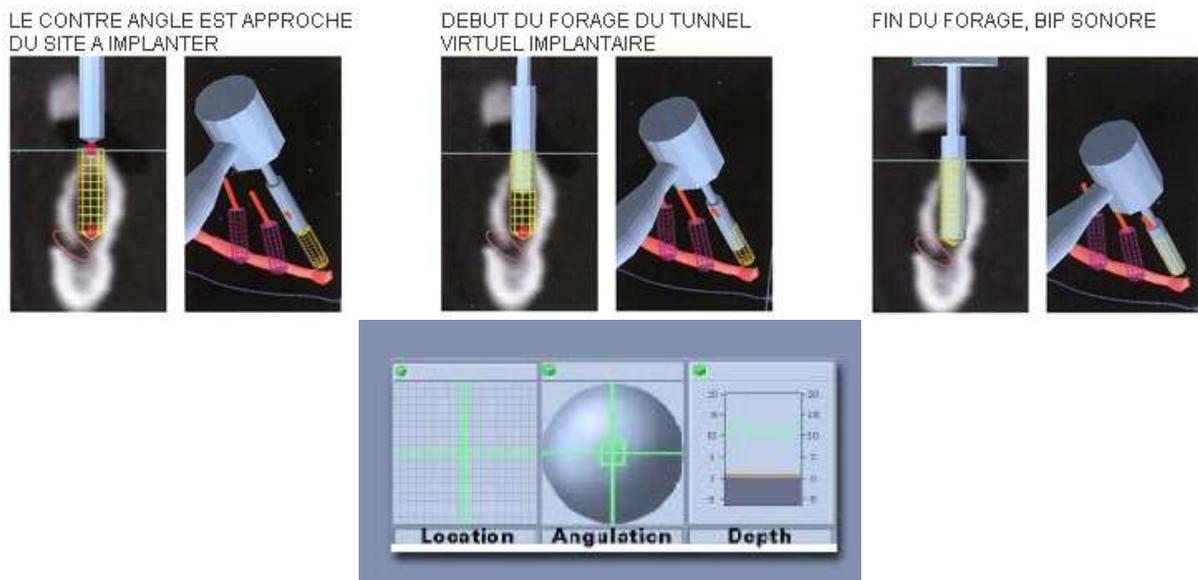


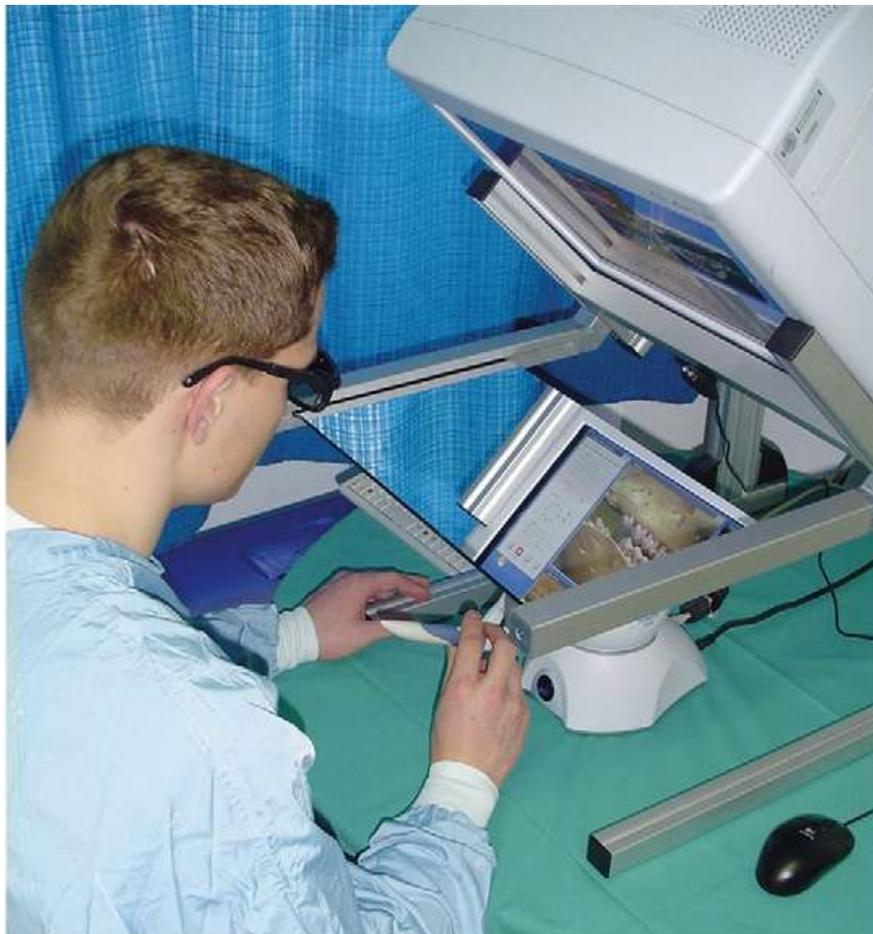
Figure 127: Informations visuelles et signal sonore du système DENX®

4.1.2.5.4 Informations haptiques (146, 166)

Rappelons que les informations de forme haptiques sont des informations influant directement sur les sensations tactiles et proprioceptives du chirurgien.

Ainsi, les informations haptiques seront dites "à retour de force", et permettront donc au chirurgien de ressentir la texture et la densité des différentes matières forées.

Le principal atout de ces informations trouve son application durant la phase de simulation de l'intervention pour valider le planning, ainsi que lors de l'entraînement à une chirurgie difficile ou l'apprentissage des techniques d'implantologie (146). En effet, les informations haptiques durant l'intervention risqueraient de surprendre le chirurgien et de lui faire faire des faux mouvements compromettant la précision du forage (166).



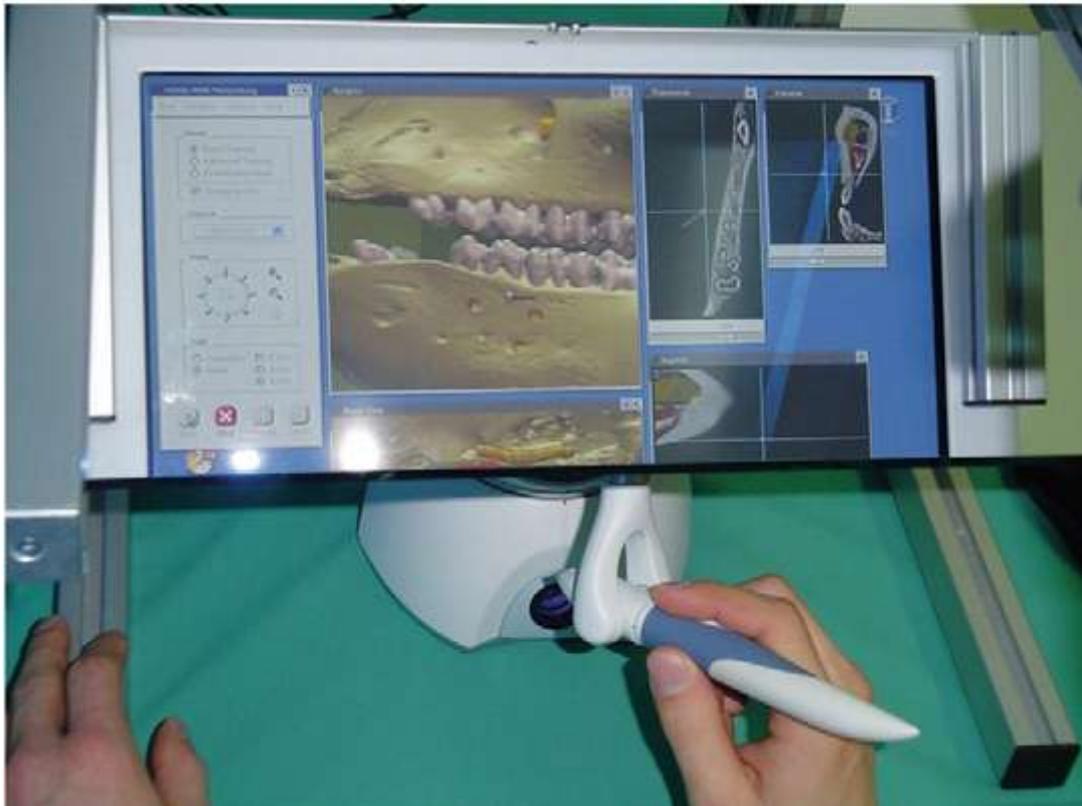


Figure 128: Dispositif haptique permettant la simulation, l'entrainement et l'apprentissage: Système VOXEL-MAN (166)

4.1.2.6 Les systèmes permettant la navigation (résultats et indications)

Il existe de plus en plus de systèmes de navigation chirurgicale dont les champs d'application sont nombreux. La plupart a d'abord été détournée de l'usage initial en vue de l'appliquer à la chirurgie maxillofaciale puis à l'implantologie. Il existe donc de multiples systèmes dont les résultats dépendent d'études indirectement reliées avec le domaine maxillofacial et implantaire.

Nous ne décrivons ici que les interfaces homme-machine, les instruments spécifiques à l'utilisation de chaque système et nous ferons une revue des résultats de la littérature des 3 systèmes plus largement cités et utilisés.

4.1.2.6.1 Le système IGI[®] (Image Navigation Ltd. ©) (26, 28, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 83, 94, 116, 144, 178)

Le système IGI[®] a été créé par la société DENX©, elle-même rachetée par la société Image Navigation Ltd. © (Jérusalem, Israël). Ce système fait partie des 2 seuls systèmes de navigation réservés à l'implantologie buccale commercialisés actuellement avec Robodent. En effet IGI veut dire "Image-Guided Implantology". Le système IGI utilise pour base le système de localisation

optoélectronique Flashpoint 5000 (Image Guided Technologies, Boulder, CO, USA), mais il a été amélioré pour augmenter la précision (28).



Figure 129: Système IGI d'Image Navigation Ltd (83)

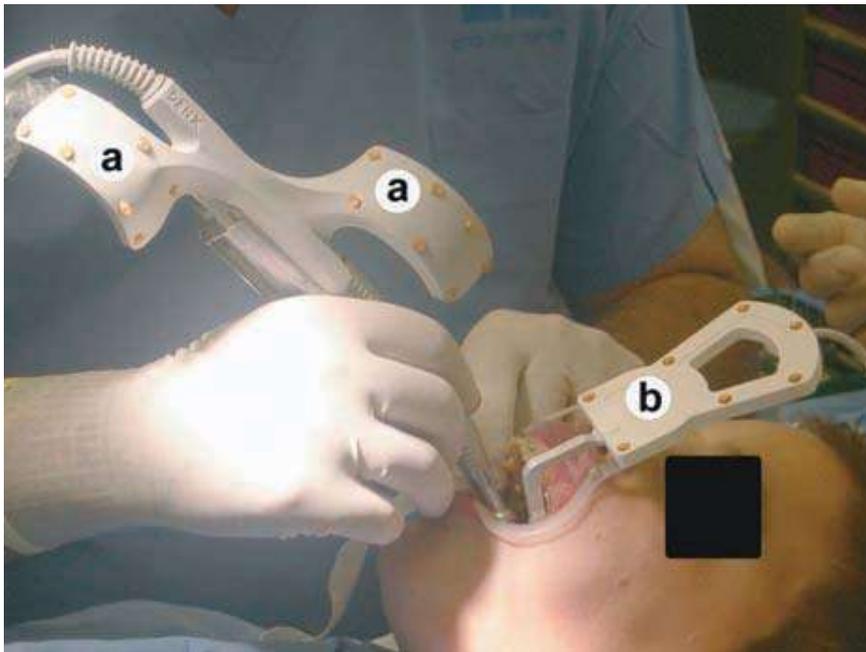


Figure 130: Structures porteuses des diodes de référence spatiale du système IGI (178)

Gouttière spéciale de passage de l'armature supportant les marqueurs utilisés en peropératoire.

Sphères radio-opaques visibles au scanner

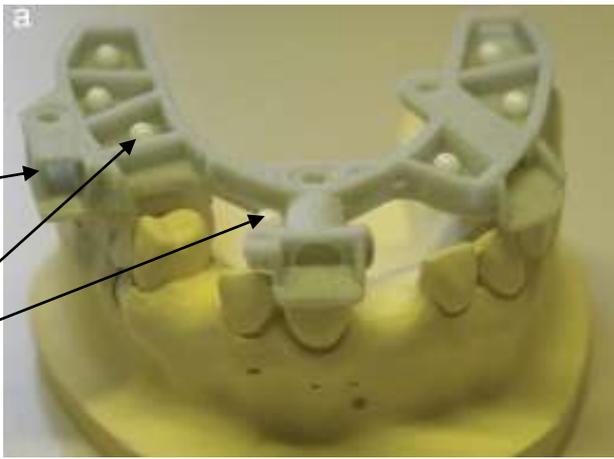


Figure 131: Guide radiologique spécialisé pour le système IGI (94)

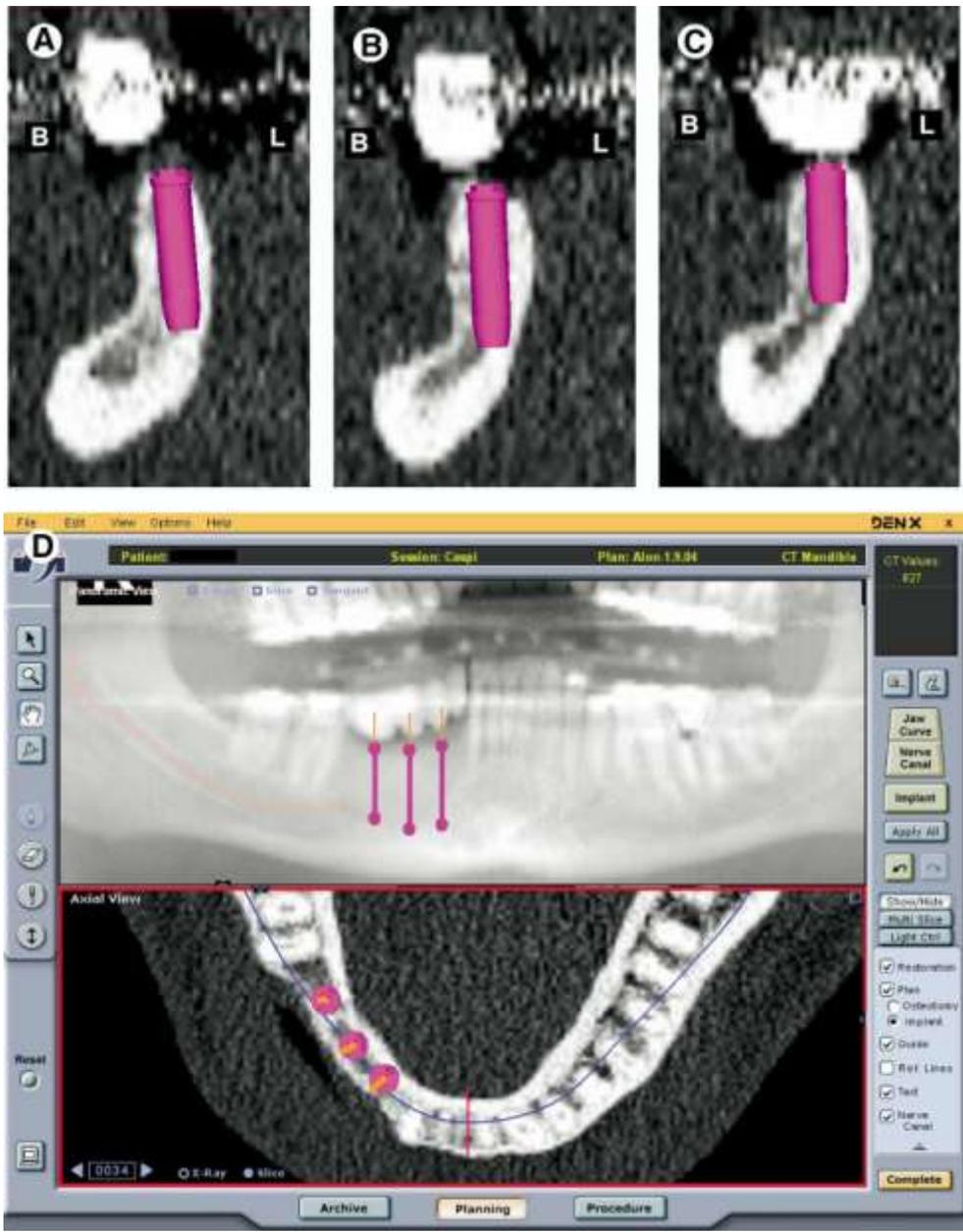
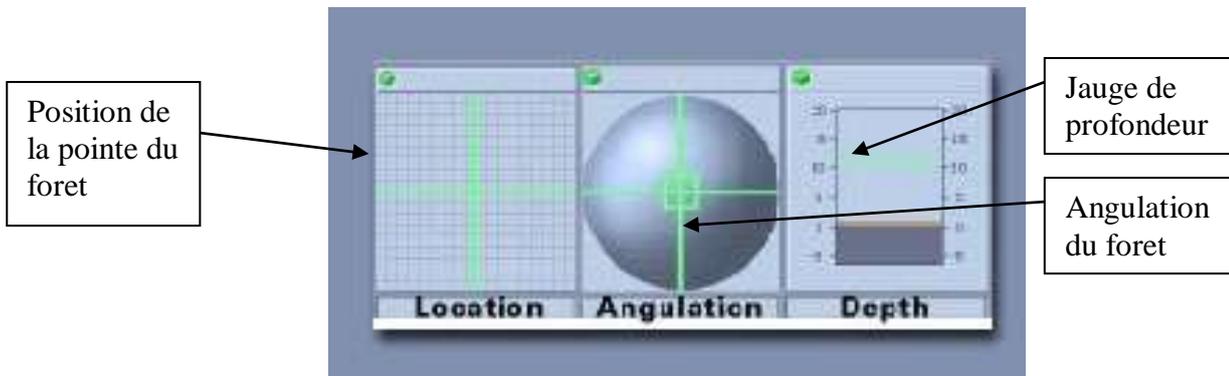


Figure 132: Ecran de planification implantaire du système IGI (38)

Le logiciel offre une interface d'utilisation simple et dont la compréhension en phase opératoire est aisée:



Figure 133: Interface sur laquelle l'orientation du foret est visible dans les 3D en temps réel sur 3 coupes scanner préopératoires différentes (83)



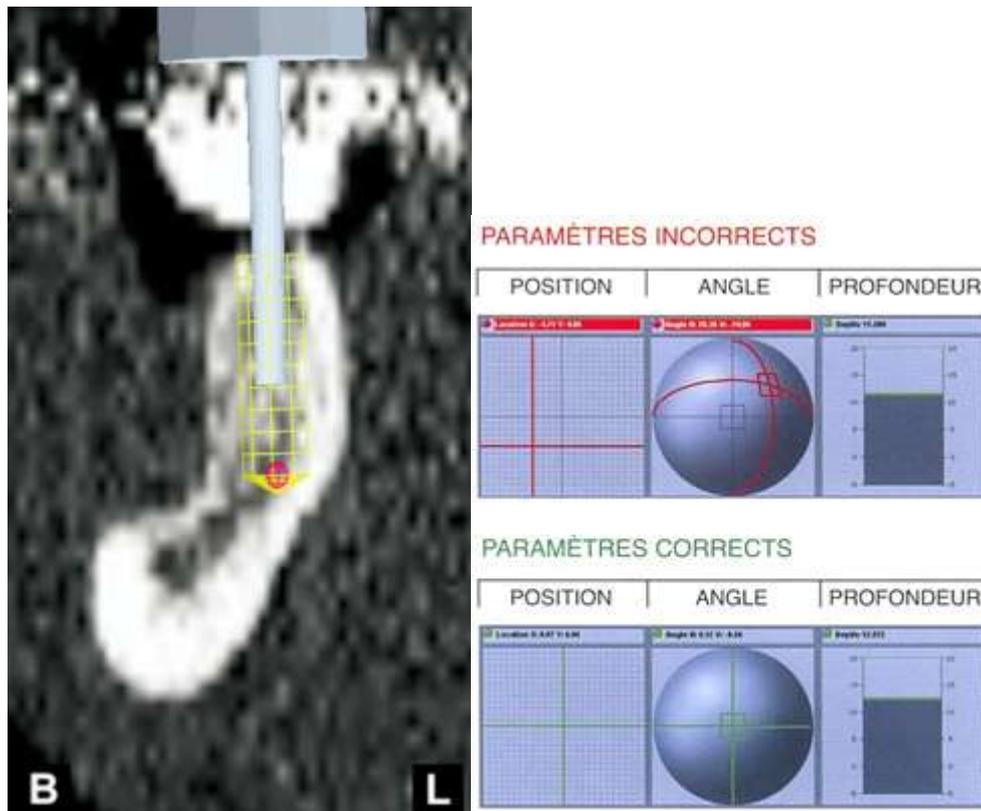


Figure 134: Vue du foret en intra-osseux et qualité des paramètres du foret par rapport au planning (38, 83)

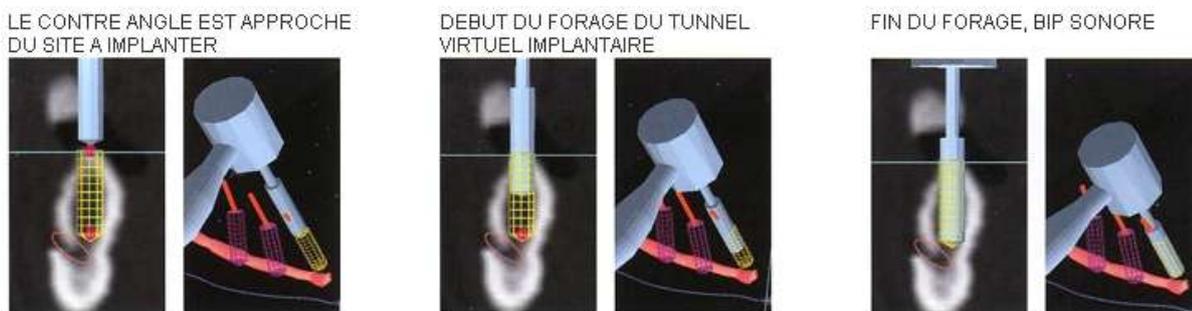


Figure 135: Suivi en temps réel de la progression intra osseuse du foret (83)

Dans de nombreuses études, le système IGI a été analysé, comparé et testé.

Par ordre chronologique d'ancienneté des études, nous avons trouvé dans la littérature les résultats suivants:

La première étude menée sur le système IGI date de 2001 et a été menée par Jacob Brief (28) et son équipe. Lors de ces premiers tests de prototype, la société DenX prétendait à une précision de pose (et non technique) de 1 mm. Avant de le mettre à contribution directement sur des patients, ils le testèrent sur des fantômes (46 forages) et retrouvèrent effectivement une précision opératoire de 0 mm au mieux et 1,2 mm au pire. La déviation latérale moyenne était de 0,5 mm au niveau crestal avec un maximum de 1,1 mm. La déviation antéropostérieure moyenne était de 0,3 mm au niveau crestal avec un maximum de 0,9 mm. La déviation latérale moyenne était de 0,6 mm

au niveau apical avec un maximum de 1,1mm La déviation antéropostérieure moyenne était de 0,3 mm au niveau apical avec un maximum de 1,0 mm. La différence de profondeur enregistrée était en moyenne de 0,2 mm avec un maximum de 0,7 mm. Dans 95% des cas, la précision submillimétrique a été respectée.

Dans son article, Shapira (144) fait, lors d'une conférence, une simple description du fonctionnement du système de navigation IGI, et se base uniquement sur les résultats d'études prônant la précision des systèmes de localisation optique.

Dans une étude réalisée par Casap et son équipe (39), ils recherchent la précision opératoire in vitro du système IGI. Pour ce faire, ils utilisent 7 modèles d'arcades édentées bilatéralement en postérieur mais de façon encastrées. Il obtient comme résultat une déviation moyenne de la répartition spatiale de 0,35 +/- 0,14 mm (étendue de 0,066 à 0,727 mm) avec une déviation maximale pour tous les axes, de 0,58 mm. La probabilité d'avoir une mesure déviant de 0,75 mm par rapport à la planification était de moins de 0,003, et une mesure déviant de plus de 1 mm était de moins de 0,0001.

Dans ce rapport de cas (37), Casap met en application clinique le système IGI sur 2 cas: un cas d'édentement postérieur maxillaire encastré (24 à 26) proche du sinus et un cas d'édentement postérieur mandibulaire (46-47) à proximité du PADI. Il ne mesure pas réellement la précision du système mais considère que les 2 cas traités ont une réhabilitation prothétique similaire à celle planifiée avant la pose des implants.

Dans une seconde étude, Brief et son équipe (26) compare la précision de deux systèmes de navigation (IGI et Robodent) avec la méthode manuelle, le tout in vitro. Pour ce faire, il fait réaliser par 5 chirurgiens différents, l'implantation de 15 implants dans 3 arcades artificielles par système et 15 autres implants à la main, tous dans les mêmes conditions d'édentation. Il obtient avec IGI une déviation moyenne à la crête de 0,65 mm et 0,68 mm à l'apex. La déviation manuelle moyenne réalisée par les 5 chirurgiens a été de 1,35 mm à la crête et 1,62 mm à l'apex.

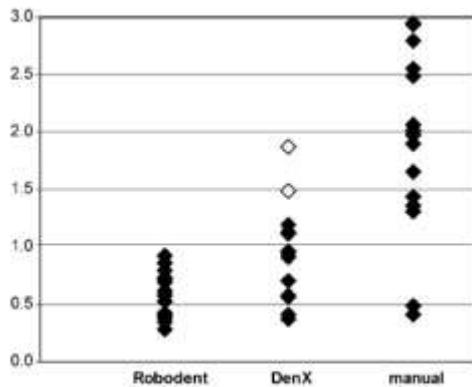


Fig. 6. Total error [mm] at apex point.

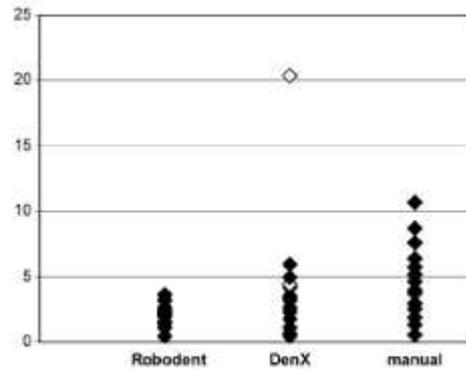


Fig. 7. Angular error [degree] of direction.

Figure 136: Déviation et angle selon les 2 systèmes testés par Brief (26)

Table 3. Total deviation of apex

	RoboDent system	DenX IGI system	Manual implantation
Apex	$0.60 \pm 0.20/0.92$	$0.94 \pm 0.40/1.88$	$1.89 \pm 0.80/2.95$
Total deviation of the apex of the pilot borehole in the slave models compared with the master model (all data: mean \pm SD/max (mm)).			

Table 4. Angular deviation of axis

	RoboDent system	DenX IGI system	Manual implantation
Axis deviation	$2.12 \pm 0.78/3.64$	$4.21 \pm 4.76/20.43$	$4.59 \pm 2.84/10.66$
Angular deviation of the axis of the pilot borehole in the slave models compared with the axis of the pilot bore hole in the master model (all data: mean \pm SD/max (deg)).			

Figure 137: Résultats chiffrés des déviations et angulation des 2 systèmes testés par Brief (26)

Il conclut son étude en admettant une meilleure précision des 2 systèmes de navigation par rapport à la méthode conventionnelle manuelle, mais nuance en ajoutant que la précision manuelle est suffisante dans une majorité de cas.

Dans son étude, Kramer et son équipe (94), évalue la précision du système IGI par rapport à la méthode manuelle, dans une zone d'implantation à visée esthétique sur des modèles in vitro. Il insère 20 implants dans la zone de 21 en méthode naviguée et 20 en méthode manuelle; ainsi que 20 implants dans la zone de 13 en méthode assistée et 20 en méthode manuelle.

Il obtient une distance maximale entre 2 implants positionnés en 21: en méthode conventionnelle 0,8 mm et méthode assistée 0,6 mm. Pour le site de 13, la déviation maximale en méthode conventionnelle est de 1,0 mm et 0,6 mm en méthode assistée.

Il obtient une angulation maximale entre 2 implants positionnés en 21: en méthode conventionnelle 13° et méthode assistée 7°. Pour le site de 13, la déviation angulaire maximale en méthode

conventionnelle est de 13° et 8° en méthode assistée.

Pour la mesure de profondeur, il obtient une distance maximale entre 2 implants positionnés en 21: en méthode conventionnelle 1,0 mm et méthode assistée 0,4 mm. Pour le site de 13, la distance maximale en méthode conventionnelle est de 0,8 mm et 0,3 mm en méthode assistée.

Il en conclut également que l'insertion assistée est une méthode plus précise que la méthode manuelle, et que l'intérêt de cette technique dans une zone à visée esthétique est d'une aide indéniable.

Dans un autre rapport de cas, Casap et son équipe (38) appliquent la navigation à un cas clinique précis. Le patient présenté a été opéré d'un myxome odontogénique à la mandibule. Après deux ans sans récurrence, il souhaite être réhabilité. L'indication d'une chirurgie assistée par ordinateur est posée du fait de la finesse des crêtes résiduelles post-résection, et de la proximité avec le PADI déjà légèrement commotionné lors de la résection tumorale.

La pose de 3 implants a été assistée par le système IGI. L'assistance pour la planification et pour la pose a permis de ne pas réaliser de régénération osseuse guidée, et a permis de poser les implants selon le projet prothétique.

Il conclue donc que les systèmes de navigation chirurgicale apportent une aide substantielle à la pose d'implant dans les cas de crête alvéolaire déficiente sévère.

Dans cette étude (116) menée par une équipe Singapourienne et israélienne, le but est d'appliquer la navigation chirurgicale à différents cas d'implantation.

Ils présentent donc 5 cas différents: édentement 45-46 encastré et en lame de couteau, édentement traumatique de 12 avec seulement 6 mm de distance vestibulo-palatine après greffe, diastème important entre 43-42 avec des apex convergents et une table interne concave, une implantation en site de 26 avec impaction prévue de 2 mm du plancher sinusien, une implantation maxillaire pour faire un bridge implanto-porté en zone postérieure entre des procidences sinusiennes. Ils concluent sur la grande aide apportée par la navigation chirurgicale dans les cas d'implantation dans des sites complexes.

Casap (35) met en évidence la possibilité d'utiliser la technique mini-invasive assistée par ordinateur dans le cas d'un édentement complet mandibulaire. Il propose l'utilisation d'IGI pour réaliser l'implantation sans lambeau sur une mandibule à crête en lame de couteau afin d'y réhabiliter un bridge complet implanto-porté.

Pour ce faire, il préconise l'insertion de 3 mini-vis d'ostéosynthèse avant le scanner afin de stabiliser le guide radiologique. Grâce à cette technique, il se sert des mini-vis pour stabiliser la structure

additionnelle de référence pendant la chirurgie, et peut donc positionner huit implants pour porter le bridge complet.

Dans une autre étude, Casap (34) cherche à montrer l'intérêt de la navigation chirurgicale dans la situation d'implantation post-greffe. Le but de la navigation chirurgicale étant de rendre la chirurgie moins invasive, il retire les vis d'ostéosynthèse du greffon sans lambeau, et pose directement après ce geste les 3 implants.

Il ne donne aucun résultat de précision mais démontre l'intérêt pour la cicatrisation d'une chirurgie non invasive grâce à la navigation chirurgicale.

Dans une autre application à un site d'implantation difficile, l'équipe de Wexler (178) positionne un implant au niveau du palais dur en vue d'obtenir un ancrage palatin pour les forces orthodontiques nécessaires à la distalisation des molaires et la rétraction du secteur antérieur chez les patients en Classe II.

Une autre étude de Casap (36) fait la comparaison entre le système IGI spécialisé en implantologie et le système LandmarX (Medtronic Xomed, Inc, Jacksonville, Floride, USA) spécialisé dans la navigation chirurgicale en ORL. La précision peropératoire a été évaluée sur la mandibule, et réalisée par le pointage de marqueurs anatomiques et de marqueurs artificiels (vis d'ostéosynthèse pré insérée) sur 2 patients atteints de carcinomes épidermoïdes de la mandibule. Les 2 systèmes ont été testés sur les 2 patients. Les résultats de précision du système IGI se sont avérés être satisfaisants car $\leq 0,5$ mm. Ils ont donc pu réaliser l'exérèse de ces tumeurs avec le système IGI en gardant des marges saines suffisamment étroites pour rester le moins délabrant possible.

Selon les études citées, on peut donc observer que la précision technique du système IGI permet un travail d'une précision inférieure à 0,5 mm. Les quelques études, encore trop peu nombreuses, dans lesquelles le système IGI voit une application clinique, révèlent également une précision suffisante d'ordre submillimétrique. On peut donc espérer que les études à paraître confirmeront la tendance qui laisse à penser que ce système est fiable et suffisamment précis pour la pose d'implant en toutes conditions. On peut toutefois avoir un regard critique sur le fait que la majorité des articles parus sur ce système soient nés des mêmes auteurs; ainsi que sur le fait que le nombre de cas traités à chaque fois soit faible.

Il apparaît également que le moyen de contrôle postopératoire (le scanner) peut éventuellement être source d'erreurs et donc créer une imprécision cumulée irréaliste. On peut cependant tempérer cet

inconvenient en admettant que le contrôle de la précision des techniques manuelles et assistées se fait par scanner, et donc que ces imprécisions cumulées s'annulent dans leurs comparaisons.

4.1.2.6.2 Le système ROBODENT® (26, 108, 109, 130, 131, 132, 134, 148, 179)

Le système ROBODENT est le deuxième et dernier système de navigation chirurgicale spécialisé en implantologie dentaire commercialisé. Robodent est une entreprise créée en Allemagne à Berlin en 2001 par le Professeur Lüth, créateur du logiciel et du système.

Elle dispose dans sa gamme de 3 systèmes de navigation spécialisés dans l'implantologie: NaviPanel, NaviDoc et NaviBase.

NaviPanel est un système élémentaire de navigation offrant l'avantage d'être léger, simple, efficace et transportable.



Figure 138: Système NaviPanel de Robodent (131)

Ce système NaviPanel est basé sur le système de localisation NDI Polaris Vicra. Il repère des sphères céramiques de 5 mm de diamètre montées sur les structures additionnelles de référence citées plus haut.

Il existe une autre unité transportable NaviDoc, fonctionnant avec un ordinateur portable classique mais dont les performances graphiques suffisent à supporter la fréquence de rafraîchissement des images.



Figure 139: Unité NaviDoc de Robodent (130)

NaviBase est un système de navigation offrant une capacité à localiser les marqueurs à plus grande distance sans diminuer la précision grâce au système de localisation NDI Polaris Accedo. Il repère également les mêmes sphères en céramique. Il possède en plus un petit écran amovible sur lequel sont affichées les informations indispensables au moment du forage des derniers millimètres.



Figure 140: Système NaviBase de Robodent (131)

Le logiciel de planification est proposé pour la somme de 1590 € par la société Robodent France. Il est possible de se former auprès du référent régional pour le système Robodent; auquel cas, il est possible de louer le système NaviBase pour 2150 € par mois. Il est également possible de prendre une location avec option d'achat pour 1092 €/mois (130).

L'interface de navigation est facile d'utilisation, et didactique.

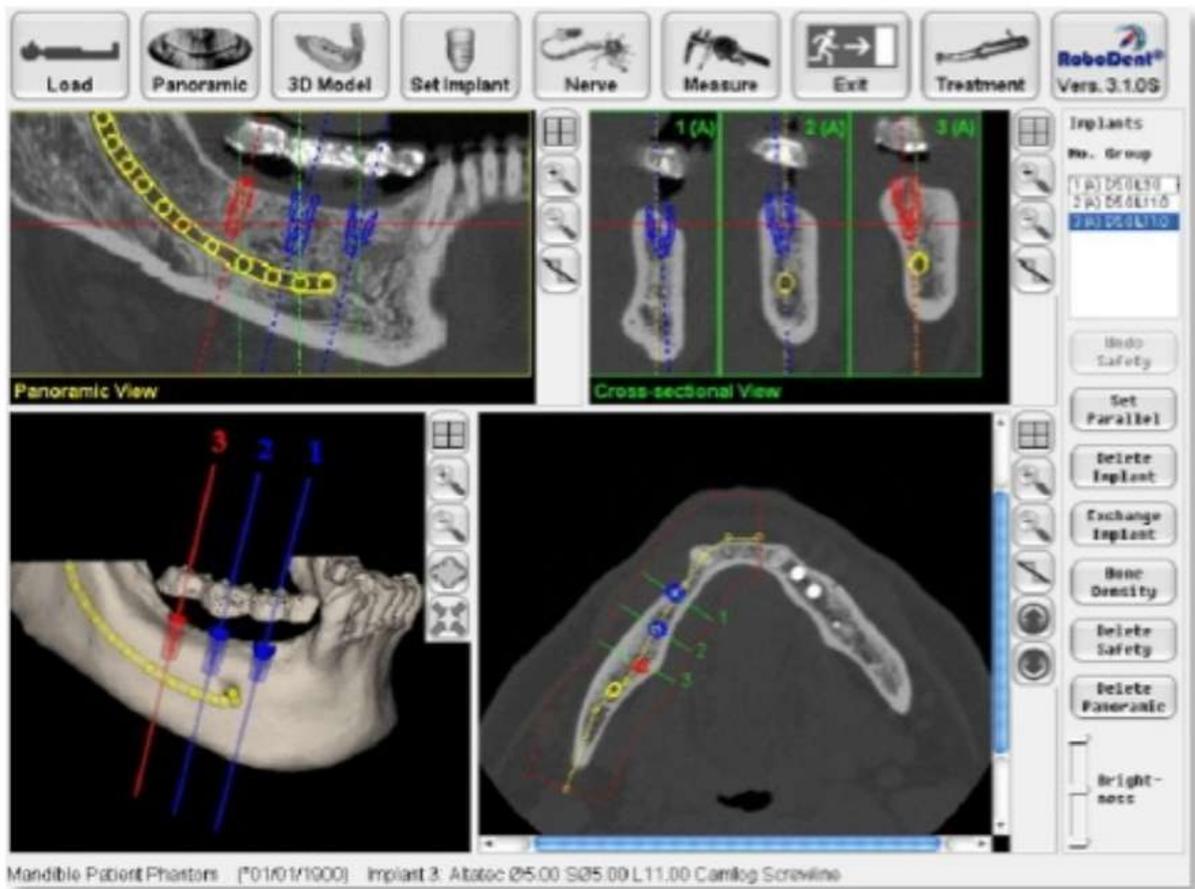
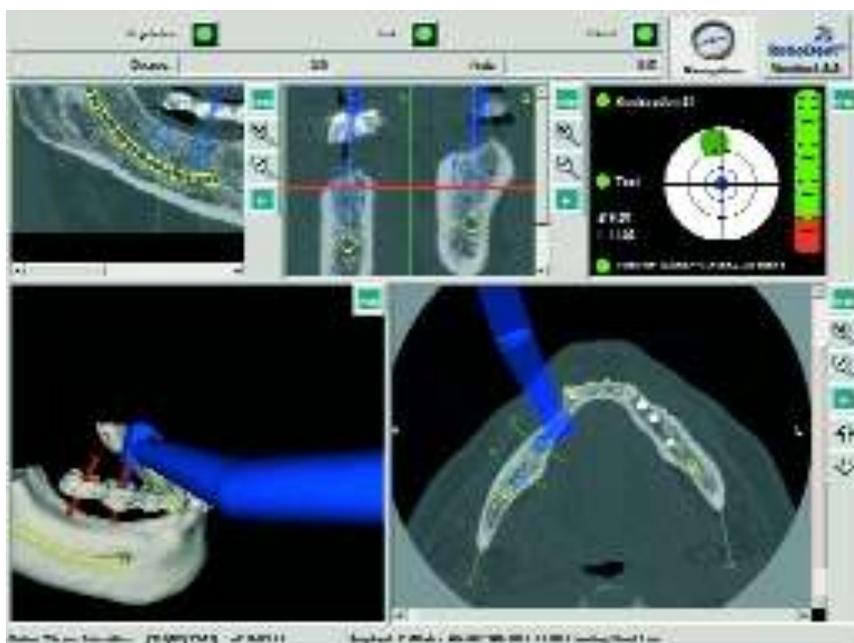


Figure 141: Interface du logiciel Robodent pendant la phase de planification (130)



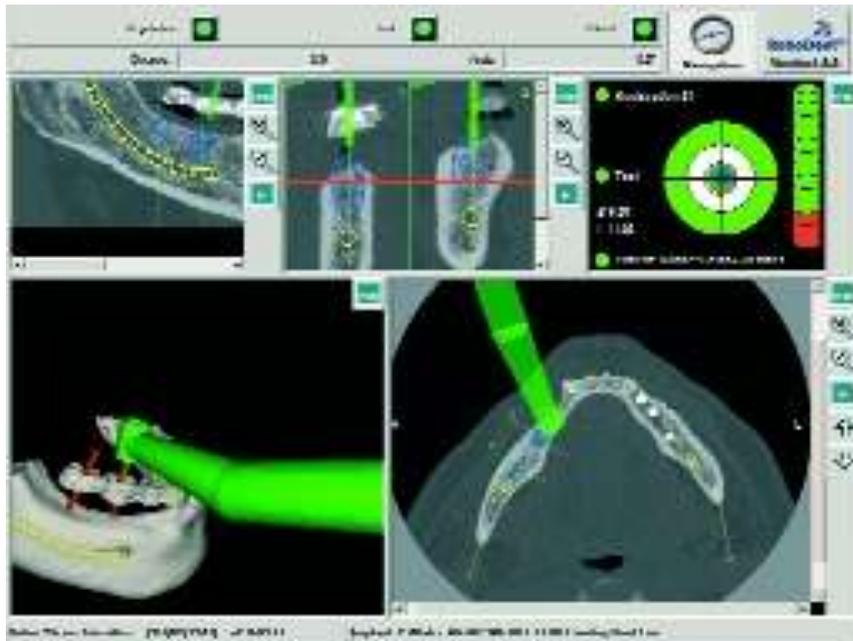


Figure 142: Interface du logiciel Robodont pendant la phase de navigation, affichant la position du foret sur une cible (130)

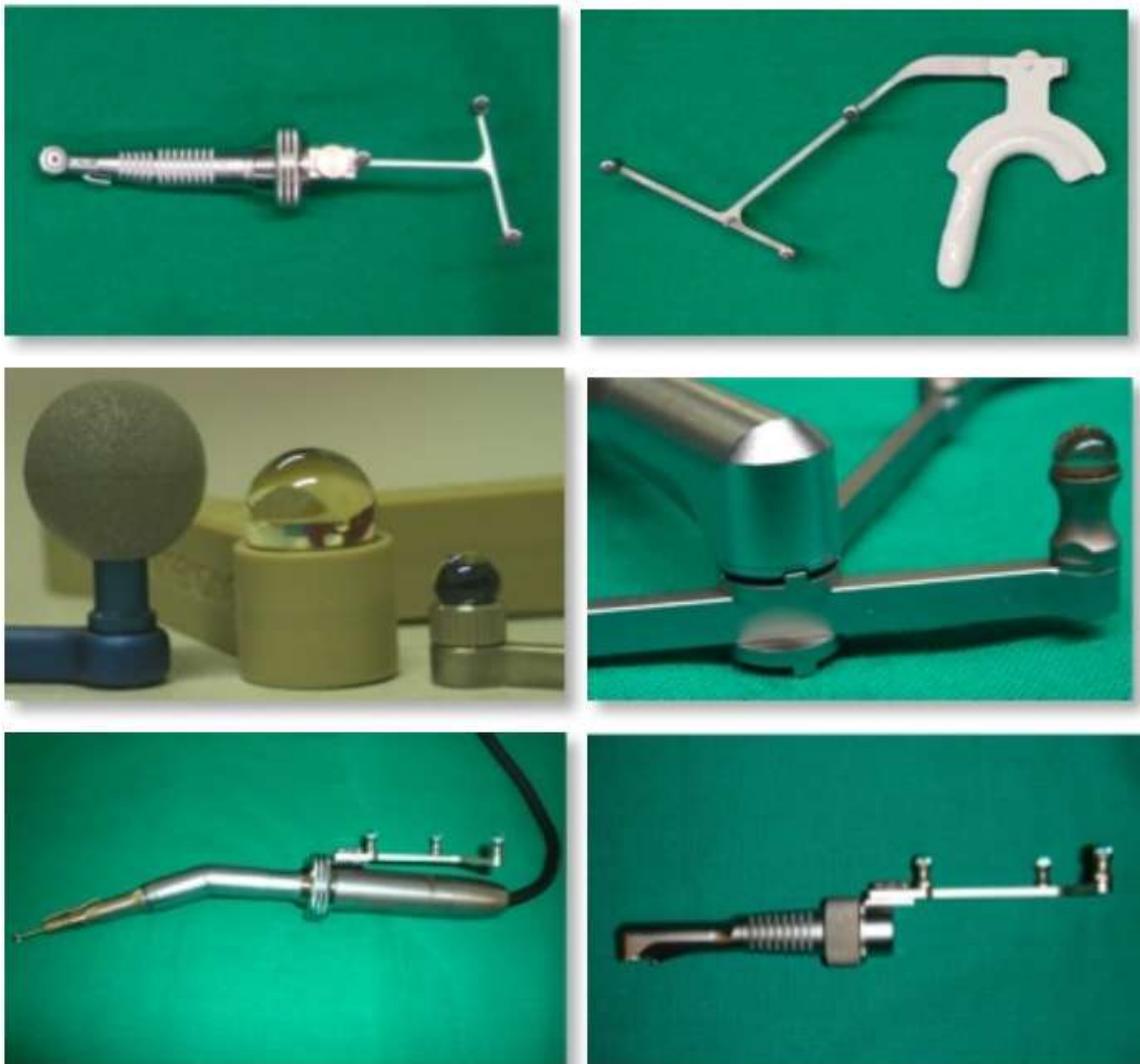


Figure 143: Ensemble des pièces spécifiques au système Robodont: structures additionnelles de référence spatiale de la pièce-à-main, du patient et les marqueurs-boules réfléchissantes (130)



Figure 144: Mini-écran mobile reprenant les informations principales du foret, système Robodent (108)

Dans une étude in vitro, Schermeier (134) évalue la précision des forages sur des arcades plastiques par une évaluation mécanique des mesures. Il obtient des résultats de déviation de position de 0,08 mm +/- 0,41 mm et de déviation d'angulation de 0,98° +/- 1,441°.

Dans une étude in-vivo (sur des porcs) menée par Meyer (108), le système Robodent servait à la navigation chirurgicale implantaire et la précision résultante était testée en fonction de la possibilité de poser directement en postopératoire des couronnes préfabriquées à partir de la planification. Le test consistait à placer 8 implants sur 2 porcs, et vérifier la bonne insertion des couronnes préfabriquées tant au niveau de la hauteur occlusale, qu'au niveau inter proximal. La retouche des couronnes n'a pas été nécessaire.

En postopératoire, les porcs ont été scarifiés et leurs mandibules rescannées, pour réaliser la comparaison entre le planning préopératoire, et le scanner postopératoire par simple superposition des marqueurs. Les résultats obtenus indiquaient une déviation maximum de 0,5 mm dans toutes les directions.

Dans son étude, Brief (26), décrit les différences entre les systèmes Robodent et IGI. Il obtient comme résultats pour Robodent: une déviation moyenne à la crête de 0,35 mm et 0,47 mm à l'apex.

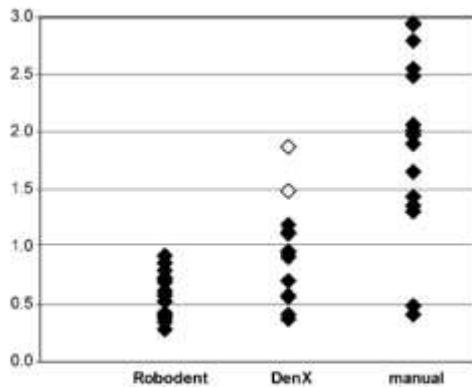


Fig. 6. Total error [mm] at apex point.

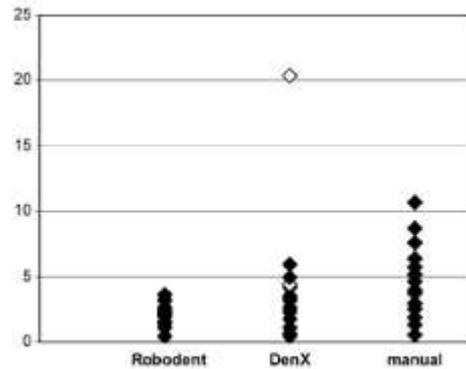


Fig. 7. Angular error (degree) of direction.

Figure 145: Déviation et angle selon les 2 systèmes testés par Brief (26).

Table 3. Total deviation of apex

	RoboDent system	DenX IGI system	Manual implantation
Apex	$0.60 \pm 0.20/0.92$	$0.94 \pm 0.40/1.88$	$1.89 \pm 0.80/2.95$
Total deviation of the apex of the pilot borehole in the slave models compared with the master model (all data: mean \pm SD/max (mm)).			

Table 4. Angular deviation of axis

	RoboDent system	DenX IGI system	Manual implantation
Axis deviation	$2.12 \pm 0.78/3.64$	$4.21 \pm 4.76/20.43$	$4.59 \pm 2.84/10.66$
Angular deviation of the axis of the pilot borehole in the slave models compared with the axis of the pilot bore hole in the master model (all data: mean \pm SD/max (deg)).			

Figure 146: Résultats chiffrés des déviations et angulation des 2 systèmes testés par Brief (26).

Il trouve une différence significative entre la précision manuelle et la précision assistée sans toutefois, trouver de différence significative entre les 2 systèmes d'assistance. Il est important de rappeler que cette étude se faisait in vitro.

Le point de comparaison majeur repose sur l'impossibilité laissée au chirurgien de forer un puits non planifié. En effet, le système contrôle la rotation du foret en fonction de sa position; il sera donc impossible de mettre en action la pièce-à-main si elle n'entre pas dans le champ d'action opératoire, et le foret ralentira automatiquement à l'approche de structure anatomique (26, 147, 179).

Solar et son équipe décrivent une autre application de cette fonction sécurisante. Elle permet aussi l'application de la navigation sur les pièces à main laser. L'intérêt sera alors un très fin pulse de lumière laser afin de préparer le lit implantaire (ou de réaliser toute autre indication du laser), selon les coordonnées de lieu et de temps d'exposition préenregistrés (147).

Dans un article publié par Miller (109), l'auteur et son équipe font la description du fonctionnement du système de navigation chirurgicale Robodent. Il explique son fonctionnement en ne donnant que les résultats publiés par Schermeier (134).

Une étude menée par Ruppin (132), fait la comparaison entre 3 systèmes d'assistance opératoire: le système Robodent, le système Artma et le système semi-actif Surgiguide (Materialise). Ils utilisent 20 mandibules de cadavres humains pour poser 120 implants, donc 40 avec chaque système.

Ils ont obtenu pour le système Robodent une déviation moyenne horizontale de 1 mm +/- 0,5 mm, une déviation moyenne verticale (profondeur) de 0,6 +/- 0,3 mm et une déviation moyenne d'angulation de 8,1° +/- 4,61°.

Selon les études citées, on peut donc observer que la précision du système Robodent permet un travail d'une précision inférieure à 1 mm. Les quelques études, encore trop peu nombreuses, dans lesquelles le système Robodent voit une application clinique, révèlent également une précision suffisante de l'ordre submillimétrique. On peut donc espérer que les études à paraître confirmeront la tendance qui laisse à penser que ce système est fiable et suffisamment précis pour la pose d'implant en toutes conditions.

4.1.2.6.3 Le système VISIT® (20, 56, 57, 171, 172, 173, 175)

Le système VISIT est un système modulable de planning et de navigation chirurgicale d'aide à la chirurgie assistée par ordinateur en chirurgie maxillo-faciale et implantaire. Il a été développé par Birkfellner dans le département d'ingénierie biomédicale et physique à l'hôpital général de Vienne.

Ce système est basé sur les systèmes de localisation Polaris ainsi que FlashPoint et le logiciel de planification chirurgicale ARTMA. Nous ne développerons pas l'interface ni les instruments car ils ne sont pas réellement commercialisés et donc pas standardisés.

Dans sa première étude (20) sur son propre système, Birkfellner et son équipe, testent en 2001, la précision in vitro sur 5 modèles de mâchoires différents. Il observe une erreur de localisation de la cible de 1,23 +/- 0,28 mm environ et 1,87 +/- 0,47 mm au maximum.

Dans une étude menée par Watzinger (175), les auteurs testent l'aptitude du système de navigation VISIT à précisément placer des implants zygomatiques sur 5 cadavres ayant subi une hémimaxillectomie simulant une chirurgie résectrice. Ils obtiennent alors comme précision de localisation des marqueurs (précision technique) 0,6 mm +/- 0,3 mm; une précision de localisation de la pointe du foret de 1,7 mm +/- 0,4 mm; et enfin une précision de la pose finale (comparaison entre la position planifiée et la position scannée en post-op) de l'implant de 1,3 mm +/- 0,8 mm au niveau de la crête externe et 1,7 mm +/- 1,3 mm pour le point le plus haut. 8 des 10 implants furent correctement placés et 2 n'étaient pas suffisamment stables. Malgré une précision encore modeste, ceci est encourageant vue la difficulté d'insertion d'implant zygomatique sans aucune aide.

En 2002, Wanschitz (173) réalise l'étude de positionnement d'implant sur mandibule édentée grâce au système VISIT couplé au casque VARISCOPE. Il obtient alors une précision moyenne de 0,96 +/- 0,72 mm (avec des valeurs s'étalant de 0,0 à 3,5 mm).

Dans l'étude de Wagner en 2003(170), l'auteur étudie l'aide qu'apporte la navigation chirurgicale dans les cas complexes d'implantations sur des patients ayant subi des exérèses de tumeurs. Ils présentent 5 patients qui ont subi une radio-chimiothérapie suivie par l'exérèse tumorale et réhabilitée par la reconstruction osseuse micro-anastomosée. Ils ont placé 32 implants en tout. La déviation moyenne au point d'entrée des implants est de 1,0 mm +/- 0,5 mm (étendue : 0,0–2,6 mm) côté lingual et de 0,8 mm +/- 0,3 mm (étendue: 0,0-2,1 mm), corrélant les résultats obtenus par Wanschitz en 2002 (173).

Dans la deuxième étude de Wanschitz (172) en 2003, le système VISIT est encore couplé au VARIOSCOPE. Les déviations entre les implants planifiés et les implants effectivement posés sont:

- sur la crête: 0,57 +/- 0,49 mm côté lingual, et 0,58 +/- 0,4 mm côté vestibulaire
 - à l'apex de l'implant: 0,77 +/- 0,63 mm côté lingual, et 0,79 +/- 0,71 mm côté vestibulaire
- avec une angulation moyenne de 3,55 +/- 2,07 degrés.

Dans une étude très intéressante d'Ewers et coll. (56), ils disposent 327 implants sur 55 patients en 7 ans. Le nombre moyen d'implants par patient était de 6 (minimum 1 et maximum 11). Ils n'ont pas eu de complications peropératoires lors de cette étude.

Un point d'intérêt majeur de cette étude est l'étude du temps passé. Ils notent qu'entre 1995 et 1997 (14 implants), il fallait environ 2-3 jours minimum pour la prise en charge depuis la phase initiale

(wax-up, acquisition scan, marqueurs, stérilisation et calibration du système) jusqu'à l'application clinique. De 1998 à 2000 (111 implants), le temps a été réduit à 1 jour. Puis avec les logiciels purement spécifiques implantaires à partir de 2000, le temps a pu être réduit à une demi-journée grâce à des simplifications substantielles de la planification.

Ils ont également étudié la fiabilité des structures additionnelles de référence spatiale, et semblent préférer malgré l'invasivité des minivis, les systèmes ostéo-stabilisés dans les cas d'édentement complet ou subtotal du fait de l'instabilité des gouttières sur la muqueuse.

Malheureusement, ils ne font état d'aucun résultat chiffré sur la précision, en affirmant seulement "la parfaite adéquation entre les implants planifiés et les implants posés".

Dans une seconde étude non moins intéressante de l'équipe d'Ewers (57), les auteurs font la synthèse de 12 ans d'expérience et 158 interventions assistées par navigation chirurgicale maxillofaciale et implantaire.

Ils font donc la description détaillée des indications de la navigation chirurgicale:

- positionnement d'implants dentaires
- arthroscopies de l'ATM et axiographie optoélectronique peropératoire.
- ostéotomies du squelette facial (orbito-zygomatique, orthognathique, corrections posttraumatiques, distraction-ostéogénèse)
- ablation de corps étrangers, biopsies guides, thermopuncture du ganglion trigeminal
- résection de l'os temporal, résection tumorale, reconstruction par transplant calvarial, reconstruction du plancher orbitaire

Ils ont alors évalué l'intérêt de l'utilisation de la navigation dans les différents groupes d'interventions en fonction du bénéfice apporté et du coût de mise en œuvre. Le bénéfice a été évalué en fonction du gain de sécurité, diminution de la morbidité complète de la technique chirurgicale, de l'aide à améliorer les résultats fonctionnels et esthétiques, et du degré d'accroissement de la morbidité éventuelle due aux marqueurs. Le coût de mise en œuvre a été évalué en fonction des besoins supplémentaires en personnel, ressources techniques et financières, temps passé ainsi que la complexité d'application à l'ensemble de la préparation et de l'intervention par rapport aux méthodes dites conventionnelles.

Pour ne décrire que le groupe implantaire, ils ont posé 395 implants sur 72 patients. Ils considèrent le temps passé comme légèrement accru mais surtout dépendant du logiciel utilisé (temps nettement inférieur avec un logiciel spécialisé), et considèrent le bénéfice médical comme excellent, et en particulier dans les cas complexes d'implantations.

Il existe d'autres études faisant état de test de systèmes de navigation appliqués à la chirurgie maxillo-faciale mais ayant une origine orthopédique, neurochirurgicale ou encore ORL: le système STRYKER-LEIBINGER[®], le système StealthStation Treon[®] (Medtronic), le système VectorVision2[®] (BrainLAB).

4.1.2.6.4 Autres comparaisons (manuelles et systèmes semi-actifs)

Brief et Kramer décrivent précisément dans leurs études (26, 94) que la précision offerte par ces systèmes de navigation est dans tous les cas, meilleure que la méthode conventionnelle dite manuelle, et ce quelque soit la technique utilisée (passive ou semi-active).

Dans une étude comparative, Widmann (179) décrit en 2006 les différences de précision et de fonctionnement entre les systèmes passifs de navigation et les systèmes semi-actifs de guidage par gouttière chirurgicale.

Il considère que techniquement parlant, les systèmes d'assistance opératoire sont évidemment plus coûteux que la méthode conventionnelle du fait de:

- la nécessité de faire systématiquement un scanner ou un cone-beam,
- la fabrication d'une gouttière radiologique,
- la localisation peropératoire du foret,
- la fabrication de la gouttière chirurgicale.

D'après sa revue de littérature, l'auteur réalise ce tableau [CF. Tableau 3] :

Auteur	n implants	Précision	Etendue	Maximum	Méthode d'évaluation	In vitro/ In vivo	Technique
Schneider (139)	100	[x,y]:0,68 +/- 0,63mm			Fusion d'image	In Vitro	Navigation
Brief (28)	46	Col [x]: 0,5mm [y]:0,3mm Apex[x]:0,6mm [y]:0,3mm [z]:0,2mm		1,1mm 0,9mm 1,1mm 1,0mm 0,7mm	Fusion d'image	In Vitro	Navigation
Schermeier (134)	24	Col [x,y]: 0,08 +/- 0,41mm Angulation : 0,98°+/-1,44°			Jauge digitale des coupes	In Vitro	Navigation
Wanschitz (173)	20	Col [lingual] : 0,49+/-0,38mm Col [vest] : 0,55+/- 0,31mm Apex [lingual] : 1,36+/-0,70mm Apex [vest] : 1,44+/- 0,79mm	0,0-1,4mm 0,1-1,5mm 0,0-3,2mm 0,2-3,5mm		Fusion d'image	In Vitro	Navigation
Wanschitz (172)	15	Col [lingual] : 0,57+/-0,49mm Col [vest] : 0,58+/- 0,40mm Apex [lingual] : 0,77+/-0,63mm Apex [vest] : 0,79+/- 0,71mm Angulation : 3,55°+/-2,07°	0,0-1,8mm 0,0-1,4mm 0,0-2,9mm 0,1-3,1mm 0,9°-10,4°		Fusion d'image	In Vitro	Navigation
Wagner (170)	32	Col [lingual] : 1,0+/- 0,7mm Col [vest] : 0,8+/- 0,5mm Apex [lingual]: 1,3+/-0,9mm Apex [vest] : 1,1+/- 0,9mm Angulation : 6,4°+/-3,6°	0,0-2,6mm 0,0-2,1mm 0,0-3,5mm 0,0-3,4mm 0,4°-17,4°		Fusion d'image	In Vivo	Navigation
Besimo (18)	26 51	Apex maxillaire : 0,6+/-0,4mm Apex mandibule : 0,3+/-0,4mm	0,0-1,5mm 0,0-1,4mm		Scan Postop	In vitro	Gouttières
Naitoh (115)	21	Col : 0,3+/-0,6mm Angulation : 5,0°+/- 3,5°	0,0-2,0mm		Machine de forage	In Vivo	Gouttières
Van Steenberghe (164)		Col : 0,8+/-0,3mm Apex : 1,0+/-0,6mm Angulation : 1,8°+/- 1,0°		1,1mm	Fusion d'images	In vitro/ In Vivo	Gouttières stéréolithographiées
Sarment (133)	25	Col : 0,9mm+/- 0,5mm Apex : 1,0+/-0,6mm Angulation : 4,5°+/-2,0°	0,7-1,2mm 0,7-1,6mm		Fusion d'images	In vitro	Gouttières stéréolithographiées
Chen (45)	30	Col : 0,75+/-0,15mm Apex : 1,36+/- 0,28mm			Fusion d'images	In vivo	Gouttières stéréolithographiées

Tableau 3: Comparaison des résultats des différentes études synthétisée par Widman (179)

Widman considère alors que les systèmes passifs et semi-actifs ne sont pas significativement différenciables du point de vue de la précision apportée.

L'avantage majeur de la navigation est la visualisation permanente en 3D de la position du foret surtout dans la dimension verticale (profondeur et niveau de forage par rapport à l'os et au nerf ou sinus). Il considère également le contrôle du forage par le système (diminution de la vitesse du foret à l'abord d'une structure anatomique) comme une aide précieuse. Il est également admis que la navigation chirurgicale rend la procédure d'implantation moins dépendante du chirurgien.

En comparaison, il pense que les goussières chirurgicales manquent de possibilité de contrôle peropératoire, et de possibilité de modifications, et considère que l'utilisation de plusieurs tubes gigognes de diamètre adapté à la séquence de forage est indispensable pour conserver la précision de forage. Leur avantage majeur par rapport à la navigation est la réduction du coût d'application.

Il confirme aussi que le tremblement physiologique est un des facteurs réduisant la précision de la navigation chirurgicale puisque le chirurgien n'a pas plus de point d'appui qu'avec la méthode conventionnelle.

Comme dans l'étude d'Ewers (57), Widmann insiste sur l'inconvénient majeur de la navigation: le coût. Les systèmes de navigation valent entre 60000\$ et 200000\$. Il est donc indispensable selon lui, d'en augmenter les applications dans de multiples interventions comme celles décrites par Ewers. Il considère donc l'acquisition d'un tel système comme avantageux dans une grosse structure de chirurgie maxillofaciale et/ou implantaire. Heureusement, le progrès technologique et la réduction des coûts de fabrication par la commercialisation à plus grande échelle permet désormais l'acquisition d'un tel système par un cabinet d'implantologie et de chirurgie buccale classique.

En définitive, Widman considère que chaque technique permet l'insertion sécurisée d'implants dans la majorité des cas, et ce, quelque soit le système d'assistance utilisé et malgré les avantages/inconvénients de chacun. Comparativement à la méthode manuelle, les systèmes d'assistance requièrent un plus gros investissement financier et technique, mais permettent:

- de réduire substantiellement le risque de déviation manuelle,
- de rendre le succès en chirurgie implantaire reproductible,
- un potentiel supérieur de protection des structures anatomiques,
- une application optimale des doléances prothétiques et anatomiques

planifiées à l'implantation.

Il pense donc que l'application de ces techniques n'est pas nécessaire aux cas considérés comme faciles.

Dans une étude menée par Mischkowski (111) en 2006, les auteurs comparent 4 systèmes d'assistance à la pose d'implant. Les systèmes Med3D® (coDiagnostix / gonyX©) et SimPlant® sont utilisés comme systèmes semi-actifs. Les systèmes RoboDent et VectorVision2 sont appliqués à la navigation. Un total de 746 implants a été posé entre Août 1999 et Décembre 2005 sur 206 patients dont les traitements sont complexes. Les systèmes semi-actifs ont été préférés pour 611 fixtures sur 168 patients avec une répartition entre les systèmes passifs et semi-actifs selon des critères plus ou moins arbitraires de manipulation et de coût. Le ratio d'échec à 6 mois postopératoires pour les systèmes semi-actifs est de 1,31 % et de 2,96 % pour les systèmes passifs. Ils n'ont noté aucune complication due à une erreur de positionnement d'un implant dans aucun des deux groupes de patients.

On peut donc penser que les échecs des systèmes semi-actifs sont légèrement inférieurs par rapport aux systèmes passifs, mais restent dans les 2 groupes largement acceptables par rapport à la technique conventionnelle.

Dans une revue de la littérature en 2008(132), Ruppin compare les systèmes semi-actifs et passifs. Sur les 120 implants qu'il a posés, et selon la revue de littérature effectuée, il conclue sur le fait que la technique de pose utilisée n'influe pas significativement sur la précision obtenue.

Il ouvre cependant la voie vers une harmonisation des techniques d'enregistrement des erreurs apparues car celles-ci sont différentes entre chaque étude. Il pense ainsi qu'il est nécessaire de standardiser les méthodes d'évaluation de la précision afin d'harmoniser les mesures obtenues et donc pouvoir réellement comparer les résultats de chaque système. Pour ce faire, il pense que la méthode d'évaluation la plus fiable est la segmentation des images scanner postopératoire. En effet, il est largement admis que la valeur en unité Hounsfield (HU) de l'os cortical, de l'os spongieux et du titane des implants, est aisément différenciable. Donc l'évaluation de la précision en postopératoire pourrait être évaluée de la sorte. Cependant il relève évidemment le problème de l'irradiation, en notant toutefois l'essor récent de la technique du Cone-Beam pouvant alors réduire jusqu'à 8 fois la dose de rayonnement (59, 99), mais nécessitant encore des progrès de résolution nécessaires à l'évaluation postopératoire de la précision de ces systèmes.

Van Steenberghe (164) précise qu'un inconvénient des systèmes semi-actifs est le guidage du forage uniquement sur certains systèmes. Il précise que le guidage de l'insertion de l'implant permet aussi de protéger les structures anatomiques.

Nous pensons donc qu'il est nécessaire, pour effectuer une réelle comparaison des résultats, de standardiser les méthodes d'évaluation de la précision des systèmes, car selon les études, les erreurs

enregistrées ne sont pas les mêmes, et les techniques d'enregistrement d'erreur non plus.

Mais au vu de l'ensemble des résultats actuellement à notre disposition, nous pensons que les systèmes d'assistance opératoire à l'implantologie apportent un réel bénéfice médical dans tous les cas d'implantation et ce, malgré les inconvénients de chaque système. Il sera donc nécessaire de bien poser l'indication d'utilisation de chaque système en fonction des cas.

4.2 Les systèmes actifs (27, 33, 52, 69, 70, 74, 91, 92)

Initialement, les systèmes actifs robotisés ont été développés à partir des systèmes de localisation stéréotaxique tels que des bras articulés mais non motorisés. Le premier exemple de bras articulé non motorisé utilisé en chirurgie maxillofaciale a été le Viewing Wand-System (ISG Technologies, Mississauga, Ontario, Canada) dans les années 1993-1996 (69). (C'est d'ailleurs cette même firme qui a participé à l'élaboration du prototype du robot *da Vinci*.)

Ces bras articulés faisaient office de système semi-actif de guidage en contraignant les mouvements du chirurgien grâce aux capteurs dont ils disposent, afin de limiter l'amplitude des mouvements possibles (52). Ce système semi-actif avait alors la vocation de devenir motorisé pour faire lui-même les mouvements...

La précision alors permise par ce système semi-actif à ses débuts était de 2 à 4 mm (33), puis a rapidement atteint une précision technique inférieure à 1mm et une précision opératoire de 2-3mm (70).

Les avantages des systèmes mécaniques tels que celui-ci sont la relative précision, la facilité d'obtenir une bonne asepsie (gaine stérile enveloppant l'ensemble), et la faible susceptibilité aux erreurs (70, 74).

Les inconvénients majeurs sont la difficulté de manipulation, la mobilité et amplitude de mouvements restreintes et au final, l'encombrement sur la table opératoire pour la fixation du système (70, 74).

La motorisation de systèmes semi-actifs à localisation mécanique a donc permis la naissance de systèmes motorisés actifs dans une phase de l'acte chirurgical. Les prototypes de ces systèmes ont été créés pour augmenter la précision du forage des futs diaphysaires fémoraux en orthopédie dans le cadre des arthroplasties totales ou partielles de la hanche et du genou.

Les robots pionniers sont ROBODOC et CASPAR.

Pour les systèmes actifs, la localisation en 3D est faite grâce aux capteurs du bras robotisé, qui en fonction de l'amplitude des mouvements effectués, est capable de proprioception. Cependant, pour les études de précision, il peut également être utilisé en moyen de contrôle, les mêmes types de capteurs que pour les systèmes passifs. Les marqueurs seront disposés sur les articulations du robot, dont les mouvements seront suivis par une caméra spécifique. Ce contrôle des mouvements est redondant, et permet ainsi d'augmenter la sécurité des mouvements à proximité du patient.

- Etude de Brief J. et Boesecke R. (27)

Dans cette étude, l'équipe utilise un système de planification chirurgicale et un mini robot industriel Mitsubishi. Le principe du robot est en réalité un guide chirurgical semi-actif programmable. C'est-à-dire que le robot guide le geste du chirurgien en le contraignant directement. L'avantage de ce type de robot est qu'il est programmable; il est alors possible en fonction des éventuels aléas opératoires de reprogrammer l'intervention tout en conservant la précision obtenue grâce à l'assistance du robot; contrairement aux guides chirurgicaux semi-actifs non programmables dont l'utilisation est stoppée par un aléa chirurgical.

Cette technique obtient selon les auteurs, des résultats comparables à ceux obtenus avec des gouttières chirurgicales, de l'ordre de 1 à 2 mm.

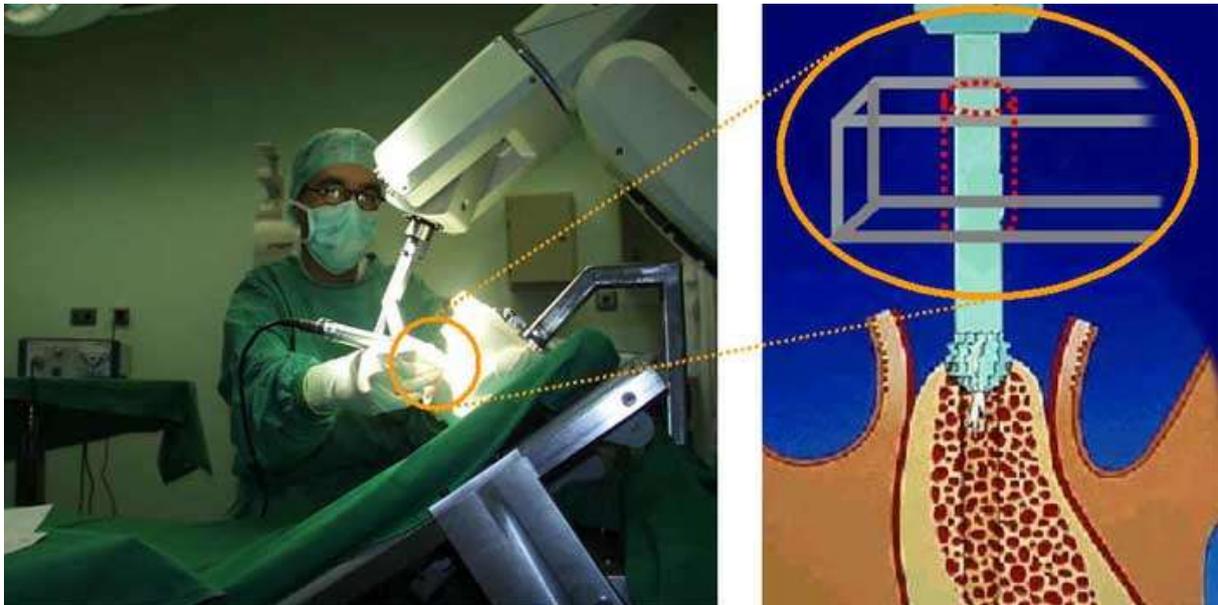


Figure 147: Main du chirurgien tenant le moteur de forage guidée par le robot (27)

On peut envisager que le robot ne soit plus réduit qu'à un simple guide en lui montant directement le moteur de forage sur le bras guide, ce qui le rendrait alors actif puisque réalisant lui-même le forage.

- Etude de Korb (91, 92)

Dans cette étude, l'équipe de chirurgiens maxillofaciaux réalise un système capable de réaliser des fraisages et forages dont la trajectoire n'est pas uniquement rectiligne. En effet, en chirurgie cranio-maxillofaciale, les tracés d'ostéotomies crâniennes et maxillaires suivent de multiples axes,

profondeurs et directions. Il est donc nécessaire de réaliser les ostéotomies avec un robot capable de mouvoir la tête de fraisage avec une précision suffisante, et aussi de surveiller la trajectoire de la tête de fraisage en temps réel.

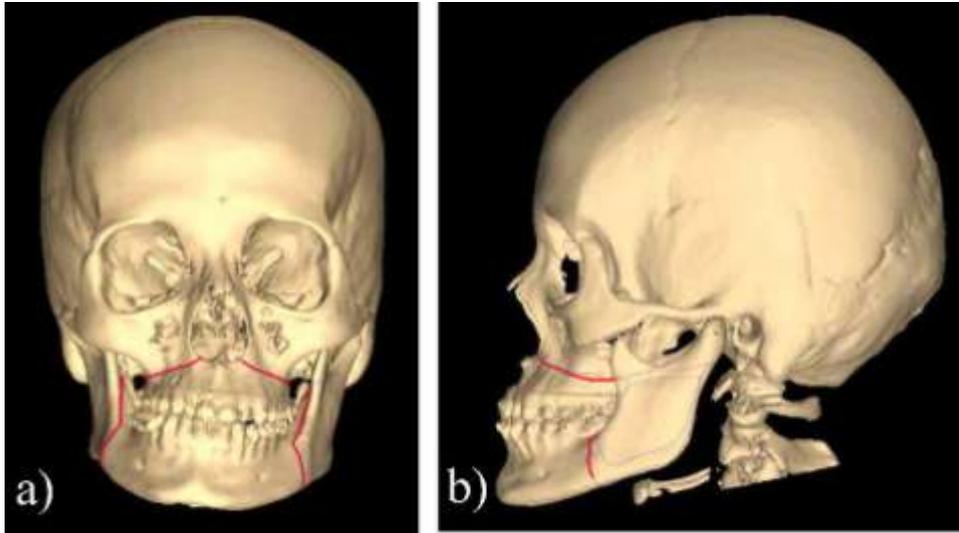


Figure 148: Tracés d'ostéotomies en chirurgie orthognathique (77)

Pour ce faire, ils ont utilisé un robot de chirurgie orthopédique CASPAR[®] (vu plus haut), ainsi qu'un système de localisation en temps réel des instruments de type POLARIS[®], utilisant la localisation par triangulation grâce à des capteurs optoélectroniques. Ils se servent également d'un dispositif sensoriel du couple procuré par le moteur de fraisage.



Figure 149: Robot CASPAR



Figure 150: RobacKa (92)

Ainsi Korb (92) considère dans son étude que les robots actifs peuvent avoir plusieurs indications en chirurgie maxillofaciale:

- le forage osseux avec ralentissement progressif et arrêt automatique après pénétration de l'os pour protéger les tissus sous-jacents,
- le fraisage de surface osseuse en accord avec la planification préopératoire en chirurgie plastique reconstructive,
- la réalisation d'ostéotomies profondes,
- la transposition en 3D des segments osseux ostéotomisés,
- le forage pré planifié et la pose d'implants dentaires et chirurgicaux, le choix préopératoire de plaques d'ostéosynthèse, leur courbure appropriée par une machine spécifique, et leur positionnement peropératoire en position voulue.

C'est à ce jour, et selon ce que nous avons pu trouver dans la littérature, le seul système de robot actif utilisé en chirurgie maxillofaciale ayant aussi une application à l'implantologie par le test de ce robot pour des forages implantaires sur des mâchoires de moutons (177).

5 Les avantages - inconvénients – indications en fonction des différents systèmes d'assistance informatique à la chirurgie bucco-maxillaire

5.1 Avantages et inconvénients

La revue de la littérature réalisée pour ce travail, nous permet de tirer une série d'avantages, inconvénients et indications de l'assistance informatique et en particulier de la navigation en implantologie.

Les apports de la navigation chirurgicale à l'implantologie sont: précision, rapidité du geste, respect de la planification et prédictibilité augmentées, diminution de la morbidité et du stress opératoire, diminution du volume des espaces de sécurité, asepsie, planification de l'accès chirurgical, rapport bénéfice/risque augmenté, outil pédagogique, travail ou préparation à distance, interactivité, flexibilité et intégration au plateau technique, autonomie et souplesse du geste pour le chirurgien, rétroaction sur la planification en fonction de la situation peropératoire.

Cependant, il est nécessaire de mettre en balance ces points positifs avec quelques inconvénients: temps d'installation du matériel, temps de planification, coût de fonctionnement du système, ergonomie et modification des habitudes du chirurgien, repositionnement en cours d'intervention. Il faut aussi préciser que l'investissement d'achat ou de location du système, le volume occupé par le système dans la salle opératoire, la précision encore instable, le tremblement physiologique non assisté, la nécessité d'une ouverture buccale suffisante pour le passage de l'ensemble contre-angle + capteur, la visibilité de la muqueuse avec le guide transfixié ou non sont des inconvénients non négligeables. L'irradiation radiographique, le coût pour le patient, la sécurisation des données entre le lieu de radiographie et le bloc opératoire, l'invasivité de la fixation des marqueurs intra-osseux, la planification uniquement sur scanner en implantologie, et la difficulté d'intégration des caractéristiques des tissus mous intra et extra oraux doivent encore être améliorés.

Ainsi, en fonction des éléments trouvés dans les différentes études, il est possible de réaliser un récapitulatif des avantages et inconvénients des 3 principaux systèmes de navigation implantaire par rapport aux systèmes semi-actifs par gouttières chirurgicales [Cf. Tableau 4]:

Tableau 4: Récapitulatif des avantages/inconvénients en fonction des systèmes utilisés:

	Systemes	IGI®	Robodent®	Visit®	Gouttières
Avantages	Précision	+++	+++	++	+++
	Rapidité du geste	+++	+++	++	++
	Respect de la planification et prédictibilité augmentées	+++	+++	+++	+ Pas complètement si aléa opératoire
	Diminution de la morbidité et du stress opératoire	++/-, fct° de technique de stabilisation des marqueurs	++/-, fct° de technique de stabilisation des marqueurs	++/-, fct° de technique de stabilisation des marqueurs	++/-, en fct° de technique de stab° des gouttières
	Diminution du volume des espaces de sécurité	+++	+++	++	++ car déviation verticale ↗ée
	Asepsie	+++	+++	+++	+/-, Fct° de stérilisat° de la gouttière
	Planification de l'accès chirurgical	++	++	+++, logiciel de chirurgie maxillo	+
	Rapport Bénéfice/Risque	+++	+++	+++	++
	Outil pédagogique	+++, planif° et simul°	+++, planif° et simul°	+++, chir maxillo	+++, planif° et simul°
	Travail ou prépa° à distance	+++, Prépa° à distance Travail à distance 0	+++, Prépa° à distance Travail à distance 0	+++, Prépa° à distance Travail à distance possible (réalité virtuelle ou augmentée)	+++, Prépa° à distance
	Interactivité, ↗° compréhension du patient	++	++	+	+++ en préop, logiciels + travaillés
	Flexibilité et intégration au plateau technique	+ (gros kart)	++ (petit kart dispo)	+ (gros kart)	+++, pas de gros matériel nécessaire
	Autonomie et souplesse du geste pour le chirurgien	++	++	++	+/-, utilisation ou non de gouttière
	Rétroaction sur la planif° en fct° de la situation peropératoire	++	++	+++	0
	Possibilité de contrôler la précision postopératoire par un autre scanner	Oui	Oui	Oui	Oui
Inconvénients	Temps d'installation	--	--	---	-/+
	Temps de planification	-	-	---, logiciel de chirurgie maxillo	-
	Coût de fonctionnement du système	--	--	---	-
	Ergonomie et modification des habitudes du chirurgien	-	-	--	-
	Repositionnement ou recalibrage en cours d'intervention	Facultatif, fonction du support des marqueurs	Facultatif, fonction du support des marqueurs	Vérification conseillée	Vérification conseillée sur support muqueux
	Investissement d'achat ou location du système	--	--	---	-/+
	Volume occupé par système en salle opératoire	--, kart moyen	-/+, kart de taille variable	---, gros kart	0
	Précision encore instable	-	-	---	-
	Tremblement physio assisté	idem méthode conventionnelle	idem méthode conventionnelle	idem méthode conventionnelle	"amortissement" par gouttière
	Nécessité d'1 ouverture buccale suffisante pour passage de l'ensemble contre-angle + capteur ou gouttière	C-A standardisé, capteurs distants de la tête → ouverture normale	C-A normal, capteurs proches du moteur → ouverture normale	C-A normal, capteurs de grande "envergure" → ergonomie moyenne	Passage difficile en secteur postérieur du foret + gouttière → grande ouverture Ssi gouttière "translucide", et ssi gouttière non ostéo-ancrée
	Visibilité de la muqueuse avec le guide transfixié ou non	Toujours	Toujours	Toujours	
	Irradiation radiographique	Toujours Scan	Toujours Scan	Toujours Scan	Toujours Scan
	Coût pour le patient	-, Prix de revient peut être reporté comme le prix d'1 gouttière	-, Prix de revient peut être reporté comme le prix d'1 gouttière	---, Investissement trop lourd pour le patient en cabinet	+/-
	Sécurisation des données médicales entre radiographie et bloc opératoire	Pas d'intermédiaire autre que le chir et le radio	Pas d'intermédiaire autre que le chir et le radio	Pas d'intermédiaire autre que le chir et le radio	--- Cd-rom ou liaison internet pour fabrication gouttière
	Invasivité de la fixation des marqueurs intra-osseux	Fonction de l'édentement	Fonction de l'édentement	Fonction du cas à traiter	Fct° de l'édentement et du support choisi

↗ée = augmentée ; fct° = fonction ; chir = chirurgien ; Stab° = stabilisation ; Ssi = si et seulement si.

5.2 Indications en Implantologie

Grâce à la revue de littérature effectuée, on peut également proposer des indications des différents systèmes d'assistance implantaire en fonction des différentes situations qu'il nous est possible de rencontrer:

		Les différentes assistances utilisables en implantologie buccale						
		Logiciels de planification et simulation virtuelle	Systèmes de réalité augmentée (systèmes passifs)	Système de forage automatique (systèmes actifs)	Assistance autonome de gestion du forage : ralentissement et arrêt automatique ; contrôle du couple (systèmes passifs et actifs)	Conception et fabrication assistées de gouttière chirurgicale (systèmes semi-actifs)	Modélisation et conception de modèle anatomique en3D	
Situations cliniques	Types d'os selon Lekholm et Zarb	I	✓	✓	✓	✓	✓	
		II						
		III						
		IV	✓	✓	✓	✓	✓	
	Les types d'édentement selon Kennedy-Applegate	I	✓	✓			✓	
		II	✓	✓			✓	
		III	✓	✓				
		IV	✓	✓			✓	✓
		Implantation "simple"						
		Implantation en zone esthétique	✓	✓		✓	✓	
		Extraction-implantation immédiate	✓	✓		✓	✓	
		Implantations multiples simultanées	✓	✓	✓		✓	
		Implantation sur site dont l'anatomie est complexe	✓	✓	✓	✓	✓	✓
		Site d'implantation d'accès difficile	✓	✓		✓		
		Chirurgie micro-invasive «Flapless»		✓	✓		✓	
		Atrophie osseuse majeure	✓	✓		✓		✓
		Implant zygomatique	✓	✓		✓	✓	✓
		Implant ptérygoïdien ou tubérositaire	✓	✓		✓		✓
		Implantation sur site greffé par apposition ou par micro-anastomose	✓	✓	✓	✓		✓
	Implant court	✓	✓		✓			
	Implant gros diamètre	✓	✓		✓			
	Proximité implantaire risquée	✓	✓			✓	✓	

Tableau 5: Suggestion d'utilisation des différents systèmes d'assistance implantaire.

5.3 Indications en Chirurgie maxillofaciale

Et enfin, dans un champ d'application plus vaste, la chirurgie maxillofaciale peut également obtenir une aide précieuse des systèmes de navigation chirurgicale dans des indications telles que:

5.3.1 Implantologie bucco-maxillaire

- Atrophie osseuse majeure
- Implantation sur site dont l'anatomie est complexe
- Chirurgie micro-invasive «Flapless»
- Site d'implantation difficile d'accès
 - o Implants zygomatiques
 - o Implants ptérygoïdiens
- Implantations multiples simultanées
- Implantations sur site greffé par apposition et par micro-anastomose

5.3.2 Ostéotomies

- Chirurgie Orthognathique
- Chirurgie résectrice osseuse, plastique ou non
- Chirurgie de reconstruction par greffes osseuses
- Chirurgie de remodelage osseux fronto-orbito-zygomatique, plastique ou non
- Chirurgie osseuse post-traumatique
- Distraction osseuse (129)

5.3.3 Résection tumorale

- Tissus mous
- Tissus durs

5.3.4 Ablation de corps étranger (53)

5.3.5 Arthroscopie et chirurgie de l'articulation temporo-mandibulaire micro-invasive (19)

5.3.6 Echographie naviguée du cou et de la face

5.3.7 Chirurgie de la base du crâne (76)

CONCLUSION

On peut dorénavant considérer l'informatique comme une aide précieuse en chirurgie maxillofaciale et implantaire en particulier. Elle fait partie intégrante des moyens thérapeutiques à notre disposition.

Les différents systèmes d'assistance informatique peuvent rendre de grands services depuis le diagnostic grâce à l'imagerie assistée par ordinateur, en passant par la planification, la simulation assistée par ordinateur, le guidage peropératoire, le pronostic postopératoire et enfin rendre la phase prothétique plus sûre.

La navigation chirurgicale implantaire permet donc de réduire les risques, d'augmenter le nombre d'indications, de réduire l'invasivité, d'augmenter la reproductibilité du geste, et surtout de rendre la phase chirurgicale cohérente avec les doléances prothétiques et les contraintes anatomiques.

Un des inconvénients principaux de la navigation reste l'irradiation nécessaire à la planification, mais les progrès actuels donnent de bons espoirs dans la technologie du cone-beam, pour réduire cette irradiation.

La difficulté de la gestion des tissus mous (due à la planification réalisée uniquement à partir du scanner en implantologie), pourrait être dépassée par l'intégration de données d'imagerie ou d'analyse avec des techniques telles que l'IRM ou une technique de balayage laser navigué permettant alors la prise en compte de l'épaisseur et la qualité des tissus mous (gencive kératinisée ou non). Ces techniques permettraient alors la corrélation des données issues des différentes techniques d'imageries afin de gérer les tissus péri-implantaires dans leur ensemble.

Le coût inhérent à l'utilisation de ces systèmes reste un facteur limitant important. Les progrès de la science en la matière et la commercialisation croissante de système de guidage en temps réel, permettront de réduire les coûts de fabrication et donc ouvriront la possibilité à de nombreux implantologues de se procurer ces outils efficaces.

Les travaux actuels laissent présager l'existence dans un futur proche de systèmes d'imagerie cone-beam associés aux logiciels "tout en un" qui permettront l'acquisition, l'analyse préimplantaire, la planification implantaire et prothétique, la simulation, le transfert au site chirurgical, l'analyse prothétique, et la réalisation par conception assistée par ordinateur des couronnes implanto-portées. On peut d'ores et déjà rêver de pouvoir proposer aux patients des réhabilitations implantaires directement au cabinet et ce, en un temps réduit.

ANNEXES

Références bibliographiques

1. ABBASZADEH K, HEFFEZ LB et MAFEE MF.

Effect of interference of metallic objects on interpretation of T1-weighted magnetic resonance images in the maxillofacial region.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000;**89**(6):759-765.

2. ADAMS PB, inventor.

Anchoring means for false teeth.

US patent N°2,112,007. 1938 March 22.

3. AGENCE NATIONNALE D'ACCREDITATION ET D'EVALUATION EN SANTE

La chirurgie assistée par ordinateur. Rapport d'étape Mai 2002.

Paris : ANAES, 2002

4. ALBREKTSSON T, ZARB GA, WORTHINGTON P et ERIKSSON RA.

The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success.

Int J Oral Maxillofac Implants 1986;**1**(1):11-25.

5. ALCOUFE F.

A propos d'échecs en pratique implantaire.

Inf Dent 2001;**83**(26):1994.

6. ALMOG D, TORRADO E, MOSS ME et coll.

Use of imaging guides in preimplant tomography.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol 2002;**93**(4):483-487.

7. ARMAND S.

Echecs anatomiques et biomécaniques en implantologie.

IVème congrès de la Société de Médecine Dentaire, Bruxelles, 2 Aout 2003

<http://www.dentiste.be/>.

8. ASIMOV I.

The complete robot.

New York : Voyager, 1983.

9. ASSEMAT-TESSANDIER X et AMZALAG G.

La décision en Implantologie.

Paris : CdP, 1993.

10. AZARI A et NIKZAD S.

Flapless Implant Surgery: review of the literature and report of 2 Cases with computer-guided surgical approach.

J Oral Maxillofac Surg 2008;**66**:1015-1021.

11. BELLAICHE CM et MISSIKA P.

La tomodensitométrie dans le bilan préopératoire en implantologie orale.

Inf Dent 1991;**73**(32):2681-2689.

- 12. BELLAICHE N et DOYON D.**
X-ray computed tomography in preoperative assessment of oral implants.
J Radiol 1992 Jan;**73**(1):23-33
- 13. BELLAICHE N.**
Le logiciel SIM/PLANT TM : la simulation implantaire au cabinet du praticien.
Prothèse Dent 1997;**129**(7):25-30.
- 14. BERDUGO H.**
L'efficacité en Implantologie.
Paris : Elsevier Masson, 2007.
- 15. BERT M et MISSIKA P.**
Implantologie chirurgicale et prothétique.
Vélizy : CdP, 1996.
- 16. BERT M.**
Les complications et les échecs en implantologie, au niveau des tissus péri-implantaires.
Quintessence D95.
Congrès de l'ADF, Paris, 17 Novembre 2000.
<http://www.adf.asso.fr/>
- 17. BERT M.**
Les complications et les échecs en implantologie. Causes – Traitement – Prévention
Paris : CdP, 1998.
- 18. BESIMO CE, LAMBRECHT JT et GUINDY JS.**
Accuracy of implant treatment planning utilizing template-guided reformatted computed tomography.
Dentomaxillofac Radiol 2000;**29**(1): 46-51.
- 19. BETTEGA G, CINQUIN P, LEBEAU J et RAPHAËL B.**
Computer-Assisted Orthognathic Surgery: clinical evaluation of a mandibular condyle repositioning system.
J Oral Maxillofac Surg 2002;**60**:27-34.
- 20. BIRKFELLNER W, SOLAR P, GAHLEITNER A et coll.**
In-vitro assessment of a registration protocol for image guided implant dentistry.
Clin Oral Implants Res 2001 Feb;**12**(1):69-78.
- 21. BIRKFELLNER W, WATZINGER F, WANSCHITZ F et coll.**
Systematic distortions in magnetic position digitizers.
Med Phys 1998;**25**(11):2242-2248.
- 22. BIRKFELLNER W, WATZINGER F, WANSCHITZ F et coll.**
Calibration of tracking systems in a surgical environment.
IEEE Trans Med Imaging 1998 Oct;**17**(5):737-742.
- 23. BOUSERHAL C, JACOBS R, QUIRYNEN M et VAN STEENBERGHE D.**
Imaging technique selection for the preoperative planning of oral implants: a review of the literature.
Clin Implant Dent Relat Res 2002;**4**(3):156-172.

- 24. BRÅNEMARK PI, HANSSON BO, ADELL R et coll.**
Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period.
Scand J Plast Reconstr Surg. 1977;**16** (Suppl):1-132.
- 25. BRÅNEMARK PI.**
Introduction to osseointegration.
In: BRÅNEMARK PI et coll eds, Tissue integrated prostheses.
Chicago : Quintessence Publishing ,1985: 29.
- 26. BRIEF J, EDINGER D, HASSFELD S et EGGERS G.**
Accuracy of image-guided implantology.
Clin Oral Implants Res 2005 Aug;**16**(4):495-501.
- 27. BRIEF J, HASSFELD S, BOESECKE R et coll.**
Robot assisted Dental Implantology.
Int Poster J Dent Oral Med 2002;**4** (1): Poster 109.
- 28. BRIEF J, HASSFELD S, SONNENFELD U et coll.**
Computer-guided insertion of dental implants - a clinical evaluation.
International Congress Series 2001;**1230**: 739–747.
- 29. BUSER D, MERICSKE-STERN R, BERNARD JP et coll.**
Long-term evaluation of non-submerged ITI-implants. Part 1: 8-years life table analysis of prospective multi-center study with 2359 implants.
Clin Oral Implant Res 1997;**8**(3):161-172.
- 30. CAMARILLO DB, KRUMMEL TM et SALISBURY JK JR.**
Robotic Technology in surgery: past, present and future.
Am J Surg 2004 Oct;**188**(4A Suppl):2S-15S.
- 31. CAPEK K.**
Rossum's Universal Robots.
New York : Dover Thrift, 1923.
- 32. CARDAROPOLI G, WENNSTRÖM JL et LEKHOLM U.**
Peri-implant bone alterations in relation to inter-unit distances. A 3-year retrospective study.
Clin Oral Implants Res 2003 Aug;**14**(4):430-436.
- 33. CARNEY AS, PATEL N, BALDWIN DL et coll.**
Intra-operative image guidance in otolaryngology – the use of the ISG viewing wand.
J Laryngol Otol 1996;**110**:322-327.
- 34. CASAP N, KREINER B, WEXLER A et KOHAVI D.**
Flapless approach for removal of bone graft fixing screws and placement of dental implants using computerized navigation: a technique and case report.
Int J Oral Maxillofac Implants 2006; **21**:314-319.
- 35. CASAP N, TARAZI E, WEXLER A et coll.**
Intraoperative computerized navigation surgery and immediate loading in the edentulous mandible.
Int J Oral Maxillofac Implants 2005;**20**:92-98.

- 36. CASAP N, WEXLER A et ELIASHAR R.**
Computerized Navigation for Surgery of the Lower Jaw: Comparison of 2 Navigation Systems.
J Oral Maxillofac Surg 2008;**66**:1467-1475.
- 37. CASAP N, WEXLER A et LUSTMANN J.**
Image-guided navigation system for placing dental implants.
Compendium 2004;**25**(10):783-794.
- 38. CASAP N, WEXLER A et 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.
- 39. CASAP N, WEXLER A, PERSKY N et coll.**
Navigation surgery for dental implants: assessment of accuracy of the image guided implantology
system.
J Oral Maxillofac Surg 2004;**62**(Suppl 2):116-111
- 40. CAVEZIAN R, PASQUET G, BEL G et BALLER G.**
Imagerie dento-maxillaire – Approche radio-clinique. 2^o éd.
Paris: Masson, 2001.
- 41. CAWOOD JI et HOWELL RA.**
Reconstructive preprosthetic surgery. I. Anatomical considerations.
Int J Oral Maxillofac Surg 1991 Apr;**20**(2):75-82.
- 42. CAWOOD JI, STOELINGA PJW et BLACKBURN TK.**
The evolution of preimplant surgery from preprosthetic surgery.
Int J Oral Maxillofac Surg 2007;**36**:377–385.
- 43. CENTER FOR MEDICAL ROBOTICS AND COMPUTER ASSISTED SURGERY**
Overlay screen display.
<http://www.mrcas.ri.cmu.edu/projects/overlay/medical.html>
- 44. CHEN X, LIN Y, WU Y et WANG C.**
Real-time motion tracking in image-guided oral implantology.
Int J Med Robot 2008 Dec;**4**(4):339-347.
- 45. CHEN YY, CHANG YL et SHIAU YY.**
Surgical drilling guide surgiguide system.
Presented at the IADR/AADR/CADR, 82nd General Session, Hawaii, 10-13 Mar 2004.
- 46. CHU DE ROUEN**
Rapport d'activité.
http://trouveur.chu-rouen.fr/general/RapportActivite/RapportActivite_2003/2003%20Rapport%20Activites%20Actualites%20Medicales.pdf
- 47. COMITE D'EVALUATION ET DE DIFFUSION DES INNOVATIONS TECHNOLOGIQUES – CEDIT.**
Rapport d'activité.
<http://cedit.aphp.fr/servlet/siteCedit?Destination=reco&numArticle=00.06>

48. DAHL GSA.

Om impijlighenten for implantation i Keken au metaliskelett som has eller rention for fastoc eller avatagbara protesor.
J Odontol Tidskr 1943;**51**:440.

49. DAVARPANAH M, MARTINEZ H, KEBIR M et TECUCIANU JF.

Manuel d'implantologie clinique.
Paris : CdP, 1999.

50. DESGEORGES M et MAITROT RC.

Robotics and surgical tele-assistance in the french armies.
Summer European University, Montpellier, Nov 10th 2003.

51. DRISKELL TD.

History of implants.
J Calif Dent Assoc 1987;**15**:16–25.

52. DYER PV, PATEL N, PELL GM et coll.

The ISG Viewing Wand: an application to atlanto-axial cervical surgery using the Le Fort I maxillary osteotomy.
Br J Oral Maxillofac Surg 1995;**33**:370-374.

53. EGGERS G, HAAG C et HASSFELD S.

Image-guided removal of foreign bodies.
Br J Oral Maxillofac Surg 2005;**43**:404–409.

54. EGGERS G, MÜHLING J et MARMULLA R.

Image-to-patient registration techniques in head surgery
Int J Oral Maxillofac Surg 2006;**35**:1081–1095.

55. ENISLIDIS G, WAGNER A, PLODER O et EWERS R.

Computed intraoperative navigation guidance-a preliminary report on a new technique.
Br J Oral Maxillofac Surg 1997;**35**:271-274.

56. EWERS R, SCHICHO K, TRUPPE M et coll.

Computer-aided Navigation in dental implantology: 7 years of clinical experience.
J Oral Maxillofac Surg 2004 Mar;**62**(3):329-334.

57. EWERS R, SCHICHO K, UNDT G et coll.

Basic research and 12 years of clinical experience in computer-assisted navigation technology: a review.
Int J Oral Maxillofac Surg 2005;**34**:1–8.

58. EWERS R, SCHICHO K, WAGNER A et coll.

Seven years of clinical experience with teleconsultation in craniomaxillofacial surgery.
J Oral Maxillofac Surg 2005;**63**(10):1447-1454.

59. FORTIN T, CHAMPLEBOUX G, BIANCHI S et coll.

Precision of transfer of preoperative planning for oral implants based on cone-beam CT Scan images through a robotic drilling machine.
Clin Oral Implnts Res 2002 Dec;**13**(6):651-656.

- 60. FORTIN T, CHAMPLEBOUX G, LORMEE J et COUDERT JL.**
Implant placement in bone using surgical guides in conjunction with medical imaging techniques.
J Oral Implantol 2000;**26**(4):300-303.
- 61. FORTIN T, COUDERT JL, CHAMPLEBOUX G et coll.**
Computer-assisted dental implant surgery using computed tomography.
J Image Guided Surg 1995;**1**(1):53-58.
- 62. FORTIN T.**
Pathologie des sinus maxillaires d'origine dentaire : quelles solutions thérapeutiques?
Congrès de l'ADF, Paris, 2005
http://www.adf.asso.fr/cfm/site/thesaurus/detail_conference.cfm?rubrique_origine=47&conference=64/2005
- 63. GAUDY JF.**
Anatomie clinique.
Paris : CDP, 2003.
- 64. GAUDY JF.**
Atlas d'anatomie implantaire.
Paris : Masson, 2006.
- 65. GREENFIELD EG.**
Implantation of artificial bridge abutments.
Dent Cosmos 1913;**55**:364.
- 66. GRUNERT P, DARABI K, ESPINOSA J et FILIPPI R.**
Computer-aided navigation in neurosurgery.
Neurosurg Rev 2003 May;**26**(2):73-99; discussion 100-101.
- 67. GUNKEL AR, FREYSINGER W et THUMFART WF.**
Experience with various 3-dimensional navigation systems in head and neck surgery.
Arch Otolaryngol Head Neck Surg 2000;**126**:390-395.
- 68. HARRIS SM.**
An artificial tooth.
Dent Cosmos 1887;**55**:433.
- 69. HASSFELD S et MÜHLING 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;**29**:400-407.
- 70. HASSFELD S et MUHLING J.**
Computer assisted oral and maxillofacial surgery – a review and an assessment of technology.
Int J Oral Maxillofac Surg 2001 Feb;**30**(1):2-13.
- 71. HASSFELD S, BRIEF J, KREMPIENZ R et coll.**
Computerunterstützte Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie.
Radiologe 2000;**40**:218–226.

- 72. HASSFELD S, BRIEF J, MARMULLA R et coll.**
Computer-based approaches for maxillofacial interventions.
Minim Invas Ther Allied Technol 2003;**12**(1-2):25-35.
- 73. HASSFELD S, MUHLING J, ZOLLER J et coll.**
3-D Planning and Instrument navigation in oral and maxillofacial surgery.
Comput Aided Surg 1995;**2**:51-57.
- 74. HASSFELD S, ZÖLLER J, ALBERT FK et coll.**
Preoperative planning and intraoperative navigation in skull base surgery.
J Cranio-Maxillofac Surg 1998;**26**:220-225.
- 75. HATWELL Y, STRERIA A et GENTAZ E.**
Toucher pour connaître. Psychologie cognitive de la perception tactile manuelle.
Paris: Presses Universitaires de France, 2000.
- 76. HEERMANN R, SCHWAB B, ISSING PR et coll.**
Navigation with the StealthStation™ in skull Base surgery: An otolaryngological perspective.
Skull Base 2001;**11**(4):277-285.
- 77. HEILAND M, SCHULZE D, BLAKE F et SCHMELZLE R.**
Intraoperative imaging of zygomaticomaxillary complex fractures using a 3D C-arm system.
Int J Oral Maxillofac Surg 2005;**34**:369–375.
- 78. HELM PA et ECKEL TS.**
Accuracy of registration methods in frameless stereotaxis.
Comput Aided Surg 1998;**3**(2):51–56.
- 79. HOFFMANN J, WESTENDORFF C, GOMEZ-ROMAN G et REINERT S.**
Accuracy of navigation-guided socket drilling before implant installation compared to the conventional freehand method in a synthetic edentulous lower jawmodel.
Clin Oral Implants Res 2005;**16**:609–614.
- 80. HORSLEY V et CLARKE RH.**
The structure and function of the cerebellum examined by a new method.
Brain 1908;**31**:35-124.
- 81. HOWE RD et MATSUOKA Y.**
Robotics for Surgery
Ann Rev Biomed Eng 1999;**1211**:3-11.
- 82. HUMMEL J, FIGL M, KOLLMANN C et coll.**
Evaluation of a miniature electromagnetic position tracker.
Med Phys 2002;**29**(10):2205-2212.
- 83. IMAGE NAVIGATION LTD.**
Système IGI-DenX.
<http://www.image-navigation.com/>
- 84. IMMED EUROPE**
Medical Equipment and Disposable
http://www.immed.net/medical/fr/news/010906_01.php

- 85. INTUITIVE SURGICAL, INC**
Da Vinci Surgical System
<http://www.intuitivesurgical.com>
- 86. INTUITIVE SURGICAL, INC**
Da Vinci Surgical System
<http://www.intuitivesurgical.com/corporate/companyprofile/index.aspx>
- 87. IPLIKÇIOĞLU H, AKÇA K et CEHRELI MC.**
The use of computerized tomography for diagnosis and treatment planning in implant dentistry.
J Oral Implantol 2002;**28**(1):29-36.
- 88. KEYSTONE, INC.**
CAD-Implant System.
http://www.cadimplant.com/cad_web2_003.htm
- 89. KHADEM R, YEH CC, SADEGHI-TEHRANI M et coll.**
Comparative tracking error analysis of five different optical tracking systems.
Comput Aided Surg 2000;**5**(2):98-107.
- 90. KLOSSEK JM.**
Sinusites et Rhino sinusites.
Paris: Masson, 2000.
- 91. KORB W, ENGEL D, BOESECKE R et coll.**
Development and first patient trial of a surgical robot for complex trajectory milling.
Comput Aided Surg 2003;**8**(5):247-256.
- 92. KORB W, MARMULLA R, RACZKOWSKY J et coll.**
Robots in the operating theatre - chances and challenges.
Int J Oral Maxillofac Surg 2004;**33**:721-732.
- 93. KOZAK J, NESPER M, FISCHER M et coll.**
Semiautomated registration using next markers for assessing the accuracy of a navigation system.
Comput Aided Surg 2002;**7**(1):11-24.
- 94. KRAMER FJ, BAETHGE C, SWENNEN G et ROSAHL S.**
Navigated vs. conventional implant insertion for maxillary single tooth replacement:
A comparative in vitro study.
Clin Oral Implants Res 2005;**16**:60-68.
- 95. LABORATOIRE TIMC-IMAG, ÉQUIPE GMCAO.**
Institut d'Ingénierie de l'Information de Santé.
Université de Grenoble, Faculté de Médecine, Service de Chirurgie Orthopédique
- 96. LINDHE J et BERGLUNDH T.**
The interface between the mucosa and the implant.
Periodontol 2000 1998 jun;**17**: 47-54.

- 97. LINGLEY A et PARVIZ BA.**
Multipurpose integrated active contact lenses.
<http://www.ine-news.org/view.php?article=0056-2008-06-11&category=technologies%3Aoptical>
- 98. LINKOW LI.**
The blade-vent: a new dimension in endosseous implants.
Dent Concepts 1968;**11**:3–12.
- 99. LUDLOW JD, DAVIES-LUDLOW LE et BROOKS SL.**
Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit.
Dentomaxillofac Radiol 2003;**32**:229–234.
- 100. LUTECE CREATIONS.**
Fabricant - Distributeur Automates, mécanismes et boîtes à musique.
<http://www.automates-boites-musique.com/index.php?file=hisvaucanson>
- 101. MAASSEN MM, MALTHAN D, STALKAMP J et coll.**
Laser-based quality assurance for robot-assisted milling at the base of the skull.
HNO. 2006 Feb;**54**(2):105-111.
- 102. MAES F, COLLIGNON A, VANDERMEULEN D et coll.**
Multimodality image registration by maximization of mutual information.
IEEE Transactions on Medical Imaging 1997 April;**16**(2):187-198.
- 103. MARESCAUX J, SOLER L, MUTTER D, LEROY J et coll.**
Virtual university applied to telesurgery: from teleeducation to telemanipulation.
In: WESTWOOD JD ed, *Medecine meets virtual reality*.
Amsterdam: IOS Press, 2000:195-201.
- 104. MARMULLA R et MÜHLING J.**
The influence of computed tomography motion artifacts on computer-assisted surgery.
J Oral Maxillofac Surg 2006;**64**:466-470.
- 105. MARMULLA R, HILBERT M et NIEDERDELLMANN H.**
Inherent precision of mechanical, infrared and laser-guided navigation systems for computer-assisted surgery.
J Cranio-Maxillofac Surg 1997;**25**:192-197.
- 106. MARMULLA R, LÜTH T, MÜHLING J et HASSFELD S.**
Automated laser registration in image-guided surgery: evaluation of the correlation between laser scan resolution and navigation accuracy.
Int J Oral Maxillofac Surg 2004;**33**:642–648.
- 107. MARMULLA R, MÜHLING J, LÜTH T, et coll.**
Advanced surface-recording techniques for computer-assisted oral and maxillofacial surgery.
Br J Oral Maxillofac Surg 2004;**42**:511-519.
- 108. MEYER U, WIESMANN HP, RUNTE C, et coll.**
Evaluation of accuracy of insertion of dental implants and prosthetic treatment by computer-aided navigation in minipigs.
Br J Oral Maxillofac Surg 2003;**41**:102–108.

- 109. MILLER RJ et BIER J.**
Surgical navigation in oral implantology.
Implant Dent 2006;**15**:41-47.
- 110. MISCH EC.**
Contemporary implant dentistry. 2^o édition.
Saint Louis : Mosby, 1999.
- 111. MISCHKOWSKI RA, ZINSER MJ, NEUGEBAUER J et coll.**
Comparison of static and dynamic computer-assisted guidance methods in implantology.
Int J Comput Dent 2006 Jan;**9**(1):23-35.
- 112. MISCHKOWSKI RA, ZINSER MJ, RITTER L et coll.**
Intraoperative navigation in the maxillofacial area based on 3D imaging obtained by a conebeam device.
Int J Oral Maxillofac Surg 2007;**36**:687–694.
- 113. MISSIKA P et DROUHET G.**
Hygiène, asepsie, ergonomie, un défi permanent.
Paris: CdP, 2001.
- 114. MUPPARAPU M et NIAMTU J.**
Imaging of the jaws for routine implant placement.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol May 2002;**93**:509-510.
- 115. NAITOH M, ARIJI E, OKUMURA S et coll.**
Can implants be correctly angulated based on surgical templates used for osseointegrated dental implants?
Clin Oral Implants Res 2000;**11**:409-414.
- 116. NG FC, HO KH et WEXLER A.**
Computer-assisted navigational surgery enhances safety in dental implantology.
Ann Acad Med Singapore 2005;**34**:383-388.
- 117. NIJMEH AD, GOODGER NM, HAWKES D, EDWARDS PJ et MCGURK M.**
Image-guided navigation in oral and maxillofacial surgery.
Br J Oral Maxillofac Surg 2005;**43**:294-302.
- 118. NONNON P.**
Laboratoire d'initiation aux sciences assisté par ordinateur.
Montréal: Faculté des Sciences de l'Éducation, 1985.
- 119. PALACCI P et ERICSSON I.**
Esthétique et implantologie – Gestion des tissus osseux et péri-implantaires.
Paris : Quintessence International, 2001.
- 120. PASQUET G, CAVEZIAN R et BEL G.**
Scanorama ou dentaScan, l'image fait-elle la différence ?
Implant 2002;**8**(3):181-184.

121. PETERS TM.

Image-guidance for surgical procedures.
Phys Med Biol 2006 Jul 21; **51**(14):R505-540.

122. POURDIEU M et RENOUARD F.

Analyse de la perte osseuse autour des implants de large diamètre : technique chirurgicale en un temps.
Rev Odontostomatol 2002;**31**(1):45-54.

123. RAABE A, KRISHNAN R, WOLFF R et coll.

Laser surface scanning for patient registration in intracranial image-guided surgery.
Neurosurgery 2002;**50**:797-803.

124. RENOUARD F et NISAND D.

Impact of implant length and diameter on survival rates.
Clin Oral Implants Res 2006 Oct;**17** (Suppl 2):35-51.

125. RENOUARD F et TULASNE JF.

Risque anatomique en chirurgie implantaire.
Réal Clin 1992;**3**(3):311-325.

126. RENOUARD F.

Les complications biomécaniques : prévention et traitement. Quintessence.
Congrès de l'ADF, Paris, 17-20 Novembre 2004.

http://www.adf.asso.fr/cfm/site/thesaurus/detail_conference.cfm?rubrique_origine=47&conference=17/2004

127. RICERCA ITALIANA.

Systeme NEUROMATE.

http://www.ricercaitaliana.it/prin/dettaglio_completo_prin_en-2004061377.htm

128. ROBERTS HD et ROBERTS RA.

The ramus endosseous implants.
J South Calif Dent Assoc 1970;**38**:571-577.

129. ROBIONY M, SALVO I, COSTA F, et coll.

Virtual reality surgical planning for maxillofacial distraction osteogenesis: the role of reverse engineering rapid prototyping and cooperative work.
J Oral Maxillofac Surg 2007;**65**:1198-1208.

130. ROBODENT FRANCE.

Systeme ROBODENT.

<http://www.robodent.fr/>

131. ROBODENT GMBH.

Systeme ROBODENT.

<http://www.robodent.com/>

132. RUPPIN J, POPOVIC A, STRAUSS M et coll.

Evaluation of the accuracy of three different computer-aided surgery systems in dental implantology: optical tracking vs. stereolithographic splint systems.
Clin Oral Implants Res 2008 Jul;**19**(7):709-716.

- 133. SARMENT DP, SUKOVIC P et CLINTHORNE N.**
Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide.
Int J Oral Maxillofac Implants 2003;**18**:571-577.
- 134. SCHERMEIER O, LÜTH T, CHO O et coll.**
The precision of the RoboDent system – an in vitro study.
In: LEMKE HU ed., Proceedings of the 16th International Congress and Exhibition
International Congress Series 1st edition 2002;**1281**:947–952.
- 135. SCHICHO K, FIGL M, DONAT M et coll.**
Stability of miniature electromagnetic tracking systems.
Phys Med Biol 2005 May 7;**50**(9):2089-2098.
- 136. SCHICHO K, FIGL M, SEEMANN R et coll.**
Comparison of laser surface scanning and fiducial marker–based registration in frameless stereotaxy.
J Neurosurg 2007(April);**106**:704-709.
- 137. SCHLAIER J, WARNAT J et BRAWANSKI A.**
Registration accuracy and practicability of laser-directed surface matching.
Computer-Aided Surg 2002;**7**(5):284-290.
- 138. SCHMERBER S, LAVIEILLE JP et REYT E.**
Surgétique en ORL : Vers une nouvelle instrumentation des blocs opératoires.
J F Oto-rhino-laryngol 2001;**50**(5):259-264.
- 139. SCHNEIDER M, ECKELT U, LAUER G et HIETSCHOLD V.**
Frameless intra-opérative navigation and referencing in maxillofacial surgery – advances and limitations.
In: Computer-assisted Radiology and Surgery, volume 1281.
Internationnal Congress Series 2001;**1230**:726-732.
- 140. SCHWARZ MS, ROTHMAN SL, CHAFETZ N et RHODES M.**
Computed tomography in dental implantation surgery.
Dent Clin North Am 1989 Oct;**33**(4):555-597.
- 141. SCIENCEMUSEUM.ORG.**
Multipurpose integrated active contact lenses.
<http://www.sciencemuseum.org.uk/antenna/elens/131.asp>
- 142. SEBAN A.**
Manuel pratique de l'implantologie – indications et principes thérapeutiques.
Paris : Ellipses, 1999.
- 143. SENNERBY L et MEREDITH N.**
Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications.
Periodontol 2000 2008;**47**:51-66.

144. SHAPIRA L.

Image Guided Implantology – real-time guidance of dental implant surgery in the operative field using ct-scan image.

International Congress Series 2004 June;**1268**:1209-1214.

145. SIEBEGGER M, SCHNEIDER BT, MISCHKOWSKI RA et coll.

Use of an image-guided navigation system in dental implant surgery in anatomically complex operation sites.

J Cranio-Maxillofac Surg 2001;**29**:276-281.

146. SOHMURA T, HOJO H, NAKAJIMA M et coll.

Prototype of simulation of orthognathic surgery using a virtual reality haptic device.

Int J Oral Maxillofac Surg 2004;**33**:740–750.

147. SOLAR P, BEDNAR A, POSCH M, et Coll.

In-Vitro-Genauigkeit von Dental-CT (SIM/Plant) zur Vermessung des prospektiven Implantatlagers in der Mandibula.

Stomatologie 2000;**8**:211-217.

148. STOPP S, MAIER T et LÜTH TC.

Neue Verfahren in der computergestützten dentalen implantologie.

MKG Chir 2008;**1**:10-21.

149. STROCK EA.

Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus.

Am J Orthod Oral Surg 1939;**25**:457–472.

150. SURGETICS.ORG.

Un site de vulgarisation et de communication scientifique sur le thème de la chirurgie un nouveau domaine de la recherche en systèmes informatisés et robotisés pour l'accompagnement du geste médical

<http://www.surgetics.org/fr/chronologie/chronologie.html>

151. SURGETICS.ORG.

Un site de vulgarisation et de communication scientifique sur le thème de la chirurgie un nouveau domaine de la recherche en systèmes informatisés et robotisés pour l'accompagnement du geste médical

<http://www.surgetics.org/fr/Definitions/cadre-stereotaxique.htm>

152. SURGETICS.ORG.

Un site de vulgarisation et de communication scientifique sur le thème de la chirurgie un nouveau domaine de la recherche en systèmes informatisés et robotisés pour l'accompagnement du geste médical

<http://www.surgetics.org/fr/public/neuromate1.html>

153. SURGETICS.ORG.

Un site de vulgarisation et de communication scientifique sur le thème de la chirurgie un nouveau domaine de la recherche en systèmes informatisés et robotisés pour l'accompagnement du geste médical

http://www.surgetics.org/fr/scientifiques/intro_scientifiques_1.html

154. SURGETICS.ORG.

Un site de vulgarisation et de communication scientifique sur le thème de la chirurgie un nouveau domaine de la recherche en systèmes informatisés et robotisés pour l'accompagnement du geste médical

http://www.surgetics.org/fr/scientifiques/sc_padyc_1.html

155. SURGETICS.ORG.

Un site de vulgarisation et de communication scientifique sur le thème de la chirurgie un nouveau domaine de la recherche en systèmes informatisés et robotisés pour l'accompagnement du geste médical

http://www.surgetics.org/fr/scientifiques/sc_padyc_1.html

156. TAL H, SCHICHO K et SHOHAT M.

Implant locating and placement based on a novel tactile imaging and registration concept: a technical note.

Int J Oral Maxillofac Implants 2007;**22**:1007-1011.

157. TARDIEU PB et PHILIPPE B.

Edentement complet maxillaire avec atrophie osseuse terminale : prise en charge thérapeutique, A propos d'un cas. Partie 2 : Réalisation implantaire et prothétique : l'implantologie assistée par ordinateur.

Implant 2000;**7**(3):199-210.

158. TARNOW DP, EMTIAZ S et CLASSI A.

Immediate loading of threated implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-years data.

Int J Oral Maxillofac Implants 1997 May-Jun;**12**(3):319-324.

159. TAYLOR RH.

Robots as surgical assistants: where we are, wither we are tending, and how to get there.

Lecture Notes Artificial Intelligence 1997;**1211**:3-11.

160. TEMAN G, LACAN A et SARAZIN L.

Imagerie maxillo-faciale pratique.

Paris: Quintessence International, 2002.

161. TRIPLETT RG, MASON ME, ALFONSO WF et MCANEAR JT.

Endosseous cylinder implants in severely atrophic mandibles.

Int J Oral Maxillofac Implants 1991 Fall;**6**(3):264-269.

162. TSUJI M, NOGUSHI N, SHIGEMATSU M et coll.

A new navigation system based on cephalograms and dental casts for oral and maxillofacial surgery.

Int J Oral Maxillofac Surg 2006;**35**:828-836.

163. UJIGAWA K, KATO Y, KIZU Y et coll.

Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures.

Int J Oral Maxillofac Surg 2007;**36**:620-625.

- 164. VAN STEENBERGHE D, NAERT I, ANDERSSON M et coll.**
A custom template and definitive prosthesis allowing immediate implant loading in the maxilla: a clinical report.
Int J Oral Maxillofac Implants 2002;**17**:663-670.
- 165. VERSTREKEN K, MARCHAL G et VAN STEENBERGHE D.**
Computer-assisted planning of oral implant surgery: a three-dimensional approach.
Int J Oral Maxillofac Implants 1996;**11**:476-486.
- 166. VON STERNBERG N, BARTSCH MS, PETERSIK A et coll.**
Learning by doing virtually.
Int J Oral Maxillofac Surg 2007;**36**:386–390.
- 167. WAGNER A, MILLESI W, WATZINGER F et coll.**
Clinical experience with interactive teleconsultation and teleassistance in craniomaxillofacial surgical procedures.
J Oral Maxillofac Surg 1999;**57**(12):1413-1418.
- 168. WAGNER A, PLODER O, ENISLIDIS G, et coll.**
Image-guided surgery.
Int J Oral Maxillofac Surg 1996 Apr;**25**(2):147-151.
- 169. WAGNER A, RASSE M, MILLESI W et EWERS R.**
Virtual reality for orthognathic surgery - The augmented reality environment concept.
J Oral Maxillofac Surg 1997;**55**:456-462.
- 170. WAGNER A, SCHICHO K, BIRKFELLNER W et coll.**
Quantitative analysis of factors affecting intraoperative precision and stability of optoelectronic and electromagnetic tracking systems.
Med Phys 2002;**29**(5):905-912.
- 171. WAGNER A, WANSCHITZ F, BIRKFELLNER W et coll.**
Computer-aided placement of endosseous oral implants in patients after ablative tumour surgery: assessment of accuracy.
Clin Oral Implants Res 2003 Jun;**14**(3):340-348.
- 172. WANSCHITZ F, BIRKFELLNER W, FIGL M et coll.**
Computer-enhanced stereoscopic vision in a head-mounted operating binocular.
Phys Med Biol 2003;**48**:N49–N57.
- 173. WANSCHITZ F, BIRKFELLNER W, WATZINGER F, et coll.**
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.
- 174. WATZINGER F, BIRKFELLNER W, WANSCHITZ F et coll.**
Positioning of dental implants using computer aided navigation and an optical tracking system : case report and presentation of a new method.
J Cranio-Maxillofac Surg 1999 Apr;**27**(2):77-81.

- 175. WATZINGER F, BIRKFELLNER W, WANSCHITZ F et coll.**
Placement of endosteal implants in the zygoma after maxillectomy: a cadaver study using surgical navigation.
Plast Reconstr Surg 2001 Mar;**107**(3):659-667.
- 176. WATZINGER F, WANSCHITZ F, WAGNER A et coll.**
Computer-aided navigation in secondary reconstruction of post-traumatic deformities of the zygoma.
J Cranio-Maxillofac Surg 1997;**25**:198-202.
- 177. WEIHE S, ENGEL D, WEHMÖLLER M et coll.**
Single-step robot guided bone resection and individual reconstruction of the skull.
International Congress Series 2004 June;**1268**:584-590.
- 178. WEXLER A, TZADOK S et CASAP N.**
Computerized navigation surgery for the safe placement of palatal implants.
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007;**131**(4 Suppl 1):100-105.
- 179. WIDMANN G et BALE RJ.**
Accuracy in computer-aided implant surgery - a review.
Int J Oral Maxillofac Implants 2006 Mar-Apr;**21**(2):305-313.
- 180. WIKIPEDIA.**
Automate.
<http://fr.wikipedia.org/wiki/automate>
- 181. WIKIPEDIA.**
DICOM.
<http://fr.wikipedia.org/wiki/Dicom>
- 182. WIKIPEDIA.**
Joseph Engelberger.
http://En.Wikipedia.Org/Wiki/Joseph_Engelberger
- 183. WIKIPEDIA**
Unité HOUNSFIELD
http://en.wikipedia.org/wiki/Hounsfield_scale
- 184. WIKIPEDIA.**
Réalité augmentée.
http://fr.wikipedia.org/wiki/R%C3%A9alit%C3%A9_augment%C3%A9e
- 185. WIKIPEDIA.**
Robot.
<http://fr.wikipedia.org/wiki/robot>
- 186. XIA J, IP HH, SAMMAN N et coll.**
Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation: 3D virtual osteotomy.
Int J Oral Maxillofac Surg 2000 Feb;**29**(1):11-17.

187. XIAOJUN C, MING Y, YANPING L et coll.

Image guided oral implantology and its application in the placement of zygoma implants.
Comput Methods Programs Biomed 2008.
<http://dx.doi:10.1016/j.cmpb.2008.09.002>

188. ZARB GA et ALBREKTSSON T.

Critères déterminant le succès des implants dentaires ostéo-intégrés.
Cah Prothèse-Implants 1990; 19-26

189. ZINREICH SJ, TEBO SA, LONG DM et coll.

Frameless stereotaxic integration of CT imaging data: accuracy and initial applications.
Radiology 1993 Sep;188(3):735-742.

190. ZUCK G.

A propos d'un cas de proximité implantaire.
Inf Dent 2001a;83(35):2811-2817.

191. ZUCK G.

Un cas d'échec d'ostéo-intégration implantaire.
Inf Dent. 2001b;83(43):3745.

Tables des Illustrations

Figures :

Figure 1:Implant zygomatique (163)	18
Figure 2: Schéma de la classification de Cawood et Howell (42).....	30
Figure 3: Rapport du plan occlusal maxillaire ou mandibulaire par rapport à la scout-view	36
Figure 4: Le canard de Vaucanson(100).....	49
Figure 5: le système NEUROMATE de la société ISS: Integrated Surgical Systems© (47, 152)	53
Figure 6: casque de réalité virtuelle : eMagin Corporation©.....	53
Figure 7: Casque de réalité virtuelle d'avion de chasse (www.thefutureofthings.com).....	54
Figure 8: Principe de l'hologramme	55
Figure 9: Système HUD dans un avion de chasse	55
Figure 10: Affichage Tête haute sur le pare-brise d'une voiture (BMW©).....	55
Figure 11: Visualisation en « Overlay » (43).....	56
Figure 12: Casque semi-transparent (71)	56
Figure 13: Ecran à distance du champ en cours de réglage (145).	57
Figure 14: Joystick "haptique".....	58
Figure 15: Système de préhension des instruments du Robot Da Vinci® (85, 86)	58
Figure 16: Principes des systèmes de GMCAO: "Perception- Raisonnement- Action" (153).....	60
Figure 17: répartition des types d'assistance en fonction du rôle attribué au robot par rapport à l'autonomie du chirurgien.....	65
Figure 18: Dispositifs de simulation implantaire(166)	67
Figure 19: Principe de triangulation selon BrainLab©	71
Figure 20: Principe des systèmes synergiques (155)	73
Figure 21: Chronologie du traitement assisté par système semi-actif non-programmable (www.materialise.com)	75
Figure 22: Principe de Stéréolithographie d'après Materialise©	76
Figure 23: Forage robotisé de la gouttière du système CAD-Implant(59).....	77
Figure 24: Appui dentaire selon Materialise©.....	77
Figure 25: Appui muqueux selon Materialise©.....	78
Figure 26: Appui osseux selon Materialise©.	78
Figure 27: Gouttière à appui osseux: Nobel Biocare©	80
Figure 28: Gouttière à appui muqueux stabilisée par vis: Nobel Biocare©.....	80
Figure 29: Gouttière à appui muqueux stabilisée par vis: Nobel Biocare©.....	81
Figure 30: Guide Radiologique avec le cube X (88)	82
Figure 31: Analyse radiologique visualisant les 2 tubes en titane et les dents prothétiques idéales (88).....	82
Figure 32: Guide chirurgical perforé (88)	83
Figure 33: Modélisation et conception de modèle anatomique en 3D et gouttière adaptée (SurgiGuide®)	84
Figure 34: Premier Prototype du Neuromate par la société AID (152)	85
Figure 35: Neuromate (127).....	85
Figure 36: Robot chirurgical AESOP (46)	87
Figure 37: Le Robot : DaVinci Surgical System©	89
Figure 38: Console du chirurgien	89
Figure 39: Système de commande haptique.....	90
Figure 40: Corrélation entre les gestes du chirurgien et vision sur les instruments effecteurs.	90
Figure 41: Kart effecteur	91
Figure 42: un des bras effecteur.....	91
Figure 43: Exemple de gamme d'instruments	92
Figure 44: Degrés de liberté de l'instrument	92

Figure 45: Caméra stéréoscopique endoscopique.....	93
Figure 46: Centrale informatique.....	93
Figure 47: Robots ROBODOC et CASPAR.....	95
Figure 48: Cyberknife® d'Accuray© (30)	96
Figure 49: Main du chirurgien tenant le moteur de forage guidée par le robot (27).	97
Figure 50: Balayage au laser permettant le repérage de la surface osseuse à fraiser (101).	97
Figure 51: Fraisage in vitro et corrélation entre le planning et le balayage de surface (101).	98
Figure 52: Tracés d'ostéotomies en chirurgie orthognathique (77).....	98
Figure 53: Robot CASPAR.....	99
Figure 54: RobacKa (92).....	99
Figure 55: RobacKa (92).....	100
Figure 56: Analyse des critères prothétiques en fonction des critères anatomiques grâce au scanner et au guide radiologique (6).....	107
Figure 57: Guide radiologique selon SimPlant.....	108
Figure 58: Machine de balayage au laser (162).....	110
Figure 59: Balayage au laser de la surface buccale maxillaire et corrélation avec les images scanner (107).....	111
Figure 60: Armature attachée à la gouttière et ses marqueurs spécifiques (112)	112
Figure 61: Guide radiologique spécialisé pour le système IGI-Denx (94)	113
Figure 62: Idem (flèche = marqueurs radiologiques) (178)	113
Figure 63: Pointage in vitro des marqueurs référentiels (39).....	113
Figure 64: Vue in vitro de la structure portant les marqueurs peropératoires enclenchée dans la gouttière (94).	114
Figure 65: Nouveau support du système DENX (178).....	114
Figure 66: Support des marqueurs peropératoires du système ROBODENT (108).....	114
Figure 67: Le premier capteur (petite flèche) est fixé à la gouttière 3D repositionnée sur les dents du patient. Le stylet de pointage (2 flèches) est pointé sur un marqueur fiduciaire (invariant) placé sur le châssis de l'arc facial, et reconnaissable au scanner (176)	115
Figure 68: Arc facial avec les marqueurs (145).....	115
Figure 69: Arc facial avec marqueurs étendus à la zone faciale moyenne (112)	116
Figure 70: Arc facial et ses marqueurs visibles sur les images scanner (145)	116
Figure 71: Exemple de micro-vis insérées dans des modèles (20).....	117
Figure 72: Positionnement de la sonde sur la tête de vis (187)	118
Figure 73: Positionnement en bouche (36).....	118
Figure 74: Support des marqueurs peropératoires attaché sur les vis d'ostéosynthèse (20).....	119
Figure 75: Micro-vis reconnaissables aisément au scanner (20).....	119
Figure 76: Outil de mesure de SimPlant	122
Figure 77: Librairie implantaire selon SimPlant	123
Figure 78: Librairie implantaire selon ROBODENT.....	124
Figure 79: Modèles 3D selon SimPlant	125
Figure 80: Modèle 3D selon ROBODENT	125
Figure 81: Outil de positionnement en 3D des implants selon SimPlant.....	126
Figure 82: Outil de positionnement en 3D des implants selon ROBODENT	127
Figure 83: Outil de calcul de volume de greffe sinusienne selon SimPlant.....	128
Figure 84: Outil de reconnaissance des nerfs de SimPlant	129
Figure 85: Outil de reconnaissance des nerfs selon ROBODENT	130
Figure 86: Evaluation de la densité osseuse par SimPlant	132
Figure 87: Outil de planification implantaire et prothétique anticipée	133
Figure 88: Outil de détection des proximités anatomiques (distance minimale réglable) selon SimPlant	134
Figure 89: Outil de détection des proximités implantaires ou incohérence prothétique.....	135
Figure 90: Outil de prévention des fenestrations (cylindre représentant les distance minimales	

osseuses péri-implantaires, réglable)	135
Figure 91: Projet de guide chirurgical selon SimPlant.....	137
Figure 92: Prise en compte de la séquence de forage planifiée selon SimPlant.....	137
Figure 93: Planification implantaire et prothétique selon SimPlant	138
Figure 94: On voit ici que la position de l'écran n'est pas en interférence avec les mouvements de l'équipe mais n'est pas très ergonomique pour le chirurgien (145).....	140
Figure 95: Nouveau support du système DENX (178)	141
Figure 96: Support des marqueurs peropérateurs du système ROBODENT (108).....	142
Figure 97: Marquage manuel : Positionnement in vitro de la sonde sur la tête de vis (187)	143
Figure 98: Marquage manuel : Positionnement en bouche (36).....	143
Figure 99: Calibrage par la sonde de navigation des points de référence (187).....	144
Figure 100: Positionnement automatique: Vue in vitro de la structure portant les marqueurs peropérateurs standardisés enclenchée dans la gouttière (94).....	144
Figure 101: Nouveau support (a) standardisé des marqueurs peropérateurs du patient du système DENX (178)	145
Figure 102: Support des marqueurs peropérateurs standardisés du patient et des instruments du système ROBODENT (108).....	145
Figure 103: Corrélation instantanée et automatique entre la position initiale et la position nouvelle (162).....	146
Figure 104: Calibrage de la pièce à main pour chaque foret utilisé: le localisateur 3D calcule la distance entre la structure référentielle de la pièce à main et la structure référentielle du calibrateur permettant ainsi de positionner avec précision la pointe du foret par rapport à la structure référentielle de la pièce-à-main (162)	147
Figure 105: Pièce à main spécifique du système IGI-DENX (36)	147
Figure 106: Pièce à main standard avec capteurs du système ROBODENT	148
Figure 107: Marqueurs de forme hémisphérique réfléchissants du système ROBODENT (108) ..	151
Figure 108: Système auto émetteur de chez IGI (178)	152
Figure 109: Corrélation instantanée et automatique entre la position initiale et la position nouvelle: on remarque facilement la lumière rouge des diodes émettrices (162).....	152
Figure 110: Guidage peropérateur sur écran d'ordinateur visualisant le contre-angle et le foret sur les images préopératoires selon le système DENX ®.....	157
Figure 111: Guidage peropérateur sur écran d'ordinateur visualisant le contre-angle et le foret sur les images préopératoires selon le système ROBODENT®.	157
Figure 112: Visualisation sur l'écran d'ordinateur (B) en temps réel de la position et de l'axe du foret (A) sur les images préopératoires selon le système DENX® (178)	158
Figure 113: Ecran d'ordinateur du système VECTORVISION® de BrainLab© (117)	159
Figure 114: Ecran à distance du champ mais position désagréable pour le cou; le chirurgien devra se placer à droite du patient; système VECTORVISION® de BrainLab©. (145).....	159
Figure 115: Ecran d'ordinateur du système VECTORVISION® de BrainLab© (117)	160
Figure 116: Casque semi-transparent de réalité virtuelle par SONY (57)	161
Figure 117: Casque de réalité augmentée avec lumière froide (168)	162
Figure 118: Vue au travers des lunettes de réalité virtuelle : Reconstruction zygomatique avec superposition de la position du rebord infra-orbitaire à obtenir (167).....	162
Figure 119: Vue au travers des lunettes de réalité virtuelle: Superposition visuelle des racines des incisives centrales pour tracés d'ostéotomies pour LeFort I (167)	163
Figure 120: Vue au travers des lunettes de réalité virtuelle: "Pathfinding and Pinpointing" : autrement dit voie d'accès et pointage précis sur une lésion à atteindre (168).....	163
Figure 121: Vue au travers des lunettes de réalité virtuelle: idem (168)	164
Figure 122: Casque VARIOSCOPE® (172).....	164
Figure 123: Vue à travers le casque VARIOSCOPE: Les implants virtuels et leurs axes sont nettement visibles (172).	166
Figure 124: Casque VARIOSCOPE dernière génération (84).....	167

Figure 125: Ecran en "Overlay" utilisé en chirurgie orthopédique (43)	168
Figure 126: Lentille de contact "intelligente" (141).	168
Figure 127: Informations visuelles et signal sonore du système DENX®.....	169
Figure 128: Dispositif haptique permettant la simulation, l'entraînement et l'apprentissage: Système VOXEL-MAN (166).....	171
Figure 129: Système IGI d'Image Navigation Ltd (83)	172
Figure 130: Structures porteuses des diodes de référence spatiale du système IGI (178)	172
Figure 131: Guide radiologique spécialisé pour le système IGI (94)	173
Figure 132: Ecran de planification implantaire du système IGI (38)	173
Figure 133: Interface sur laquelle l'orientation du foret est visible dans les 3D en temps réel sur 3 coupes scanner préopératoires différentes (83)	174
Figure 134: Vue du foret en intra-osseux et qualité des paramètres du foret par rapport au planning (38, 83)	175
Figure 135: Suivi en temps réel de la progression intra osseuse du foret (83).....	175
Figure 136: Déviation et angle selon les 2 systèmes testés par Brief (26).....	177
Figure 137: Résultats chiffrés des déviations et angulation des 2 systèmes testés par Brief (26)...	177
Figure 138: Système NaviPanel de Robodent (131).....	180
Figure 139: Unité NaviDoc de Robodent (130)	181
Figure 140: Système NaviBase de Robodent (131).....	181
Figure 141: Interface du logiciel Robodent pendant la phase de planification (130).....	182
Figure 142: Interface du logiciel Robodent pendant la phase de navigation, affichant la position du foret sur une cible (130)	183
Figure 143: Ensemble des pièces spécifiques au système Robodent: structures additionnelles de référence spatiale de la pièce-à-main, du patient et les marqueurs-boules réfléchissantes (130) ...	183
Figure 144: Mini-écran mobile reprenant les informations principales du foret, système Robodent (108).....	184
Figure 145: Déviation et angle selon les 2 systèmes testés par Brief (26).....	185
Figure 146: Résultats chiffrés des déviations et angulation des 2 systèmes testés par Brief (26)...	185
Figure 147: Main du chirurgien tenant le moteur de forage guidée par le robot (27)	195
Figure 148: Tracés d'ostéotomies en chirurgie orthognathique (77).....	196
Figure 149: Robot CASPAR.....	196
Figure 150: RobacKa (92)	197

Tableaux :

Tableau 1: Tableau de valeur de différents tissus en unités Hounsfield (183).	33
Tableau 2: Avantages et Inconvénients des capacités humaines et robotiques: l'équilibre des capacités respectives aboutit aux systèmes les plus utilisés actuellement (30).	64
Tableau 3: Comparaison des résultats des différentes études synthétisée par Widman (179).....	190
Tableau 4: Récapitulatif des avantages/inconvénients en fonction des systèmes utilisés:.....	199
Tableau 5: Suggestion d'utilisation des différents systèmes d'assistance implantaire.	201

Glossaire :

1. AESOP : Automated Endoscopic System for Optimal Positioning
2. ANAES : Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé
3. ATM : Articulation Temporo-Mandibulaire
4. CT : Computed-Tomography (Scanner)
5. DICOM : Digital Imaging and COmmunications in Medicine
6. GMCAO : gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur
7. HU : Unité Hounsfield
8. IGI : Image Guided Implantology
9. IRM : Imagerie par Résonance Magnétique
10. LOE : Ligne Oblique Externe
11. LOI : Ligne Oblique Interne
12. ORL : Oto-Rhino-Laryngologique
13. PADI : Pédicule Alvéolo-Dentaire Inférieur

Autorisations :

Remerciements aux Docteurs SAFFARZADEH et LEBORGNE pour leur autorisation de travailler sur les bilans scanner de leurs cas.

Autorisation du site internet <http://www.surgetics.org> :

Re: demande d'autorisation

De : **Jocelyne Troccaz** (Jocelyne.Troccaz@imag.fr)
Envoyé : ven, 16/01/09 10:54
À : guillaume sérandour (willserandour@hotmail.com)

Bien sûr j'en suis honorée
bonne chance pour votre soutenance - si une version électronique de votre thèse existe je serais heureuse de pouvoir la lire
sincèrement
- Jocelyne Troccaz

guillaume sérandour a écrit :

Madame,

Je m'appelle Guillaume SERANDOUR et je suis étudiant en Chirurgie dentaire à la faculté de Nantes.
Je passe ma thèse dans quelques semaines sur le sujet traitant de la navigation chirurgicale implantaire.

Bien évidemment, vos recherches m'intéressent beaucoup.

J'ai trouvé sur votre site ([surgetics.org](http://www.surgetics.org)) de nombreuses images très intéressantes pour la description du fonctionnement de la navigation chirurgicale:

- NEUROMATE de la société ISS : Integrated Surgical Systems©
- Principes des systèmes de GMCAO : "Perception- Raisonement- Action"
- schéma du système synergique

Auriez vous, s'il vous plait, l'obligeance de m'autoriser à citer vos informations et votre site internet dans ma thèse et mes références bibliographiques. merci de votre compréhension.

je vous serai gré, Madame, Monsieur, de recevoir mes salutations respectueuses.

Guillaume Serandour

Autorisation de Lutèce Créations :

Re: demande d'autorisation

De : **Lutèce Créations** (contact@automates-boites-musique.com)
Envoyé : ven, 16/01/09 11:05
À : guillaume sérandour (willserandour@hotmail.com)

T.I.L. Productions
103, rue de Sévres
Galerie Le Sévran
75006 Paris
Tel : +33 (0)1 42 22 91 73
Fax : +33 (0)1 42 22 55 79
www.lutèce-creations.com
www.automates-anciens.com
www.ma-boite-a-musique.com
www.automates-boites-musique.com

Bonjour Monsieur.

Il n'y a pas de problème pour une citation dans votre thèse. A noter qu'il s'agit du canard supposé de Vaucanson car en son temps, Vaucanson fut copié. Il ne faut pas non plus oublier que l'on n'a jamais vraiment pu démontrer que le mécanisme de digestion dans sa phase finale était ou n'était pas truqué.

Cordialement.

Philippe Sayous

— Original Message —

From: guillaume sérandour
To: contact@automates-boites-musique.com
Sent: Friday, January 16, 2009 10:36 AM
Subject: demande d'autorisation

bonjour, Madame, Monsieur,

Je m'appelle Guillaume SERANDOUR et je suis étudiant en thèse de deuxième cycle de Chirurgie dentaire à la faculté de Nantes.
Je passe ma thèse dans quelques semaines sur le sujet traitant de la robotique chirurgicale implantaire et consacre donc une partie de mon travail sur l'histoire robotique.

Bien évidemment, votre site m'intéresse beaucoup pour cette partie histoire.

J'ai trouvé sur votre site le schéma du canard de Vaucanson

Auriez vous, s'il vous plait, l'obligeance de m'autoriser à citer votre site internet dans ma thèse et mes références bibliographiques. merci de votre compréhension.

je vous serai gré, Madame, Monsieur, de recevoir mes salutations respectueuses.

Guillaume Serandour

Autorisation de CAD-Implant :

RE: demande d'autorisation

De : **Info** (info@cadimplant.com)
Envoyé : ven. 16/01/09 11:20
À : 'guillaume sérandour' (willserandour@hotmail.com)

Monsieur,

Faisant suite à votre mail, c'est avec plaisir que nous vous donnons l'autorisation de citer nos informations.
Nous restons à votre entière disposition pour tous renseignements complémentaires.

Très sincèrement

Patricia Ceccaldi

Patricia Ceccaldi
CADImplant Inc - Keystone Dental
Park Work Center - ZA Champfeuillet
38500 Voiron France
P: +33 (0)476 93 04 18 - F: +33 (0)476 93 21 04

De : guillaume sérandour [mailto:willserandour@hotmail.com]
Envoyé : vendredi 16 janvier 2009 10:31
À : info@cadimplant.com
Objet : demande d'autorisation

Madame, Monsieur,

Je m'appelle Guillaume SERANDOUR et je suis étudiant en Chirurgie dentaire à la faculté de Nantes.
Je passe ma thèse dans quelques semaines sur le sujet traitant de la navigation chirurgicale implantaire.
Bien évidemment, votre système m'intéresse beaucoup.

J'ai trouvé sur votre site des photos du système cube X.

Auriez vous, s'il vous plait, l'obligeance de m'autoriser à citer vos informations et votre site internet dans ma thèse et mes références bibliographiques. merci de votre compréhension.

je vous serai gré, Madame, Monsieur, de recevoir mes salutations respectueuses.

Guillaume Serandour

Autorisation d'Intuitive Surgical Inc :

RE: Contact Us

De: "Nora Distefano" <nora.distefano@intusurg.com>

À: willserandour@yahoo.fr

Dear Msr Serandour,

Thank you for your interest in Intuitive Surgical and its products. Our company has a liberal image usage policy for marketing and editorial purposes, allowing parties to download and use a variety of images and videos posted on our corporate website image gallery:

http://intuitivesurgical.com/corporate/newsroom/mediakit/product_images.aspx

All images used should be credited with the following byline:

"Photo courtesy of Intuitive Surgical, Inc., 2009"

I would like to clarify that the *da Vinci* Surgical System has no application in dental surgery, nor are there plans to develop capabilities in this area.

Best regards,

Nora Distefano, Market Development Specialist
Intuitive Surgical Inc.
1266 Kifer Rd , Bldg 101, Sunnyvale CA 94086
408-523-2199 /408-594-4100 cell /408-523-1390 fax
www.daVinciSurgery.com
www.daVinciStories.com

-----Original Message-----

From: willserandour@yahoo.fr [mailto:willserandour@yahoo.fr]

Sent: Friday, January 16, 2009 1:11 AM

To: Public Relations

Subject: Contact Us

You are receiving this email because someone has filled out the Contact Us form.

I am seeking multimedia or graphic resources.

First Name: Guillaume

Last Name: SERANDOUR

Title:

Organization:

Address 1:

Address 2:

City:

Province: France

State: Or select a state...

Zip/Postal Code:

Phone: 066-342-0682

Alternate Phone: --

Fax: --

Email: willserandour@yahoo.fr

How did you hear about us?: Other

Specialty: General Surgery

Comments: Dear Miss or Sir,

I would like you to let me introduce myself. I am Guillaume Serandour, a French student in Dental Surgery.

I am preparing my final exam for graduation in which I present a synthesis work on "Surgical Navigation in Oral Implantology".

That's why I took a lot of interest in navigation and especially in your system.

Actually, I would like to show the way your system works, and that for, I need your authorization for printing some pictures of your system in my work.

Thanks a lot for what you would do for me,

best regards

Guillaume Serandour

Autorisation de Robodent :

Re: informations Robodent

De : **RoboDent France** (robodent.france@gmail.com)

Envoyé : mar. 16/12/08 14:02

À : guillaume sérandour (willserandour@hotmail.com)

guillaume sérandour a écrit :

> bonjour, Madame, Monsieur,

>

> Je m'appelle Guillaume SERANDOUR et je suis étudiant en Chirurgie

> dentaire à la faculté de Nantes.

> Je passe ma thèse dans quelques semaines sur le sujet traitant de la

> navigation chirurgicale implantaire.

> Bien évidemment, votre système m'intéresse beaucoup.

>

> J'ai trouvé quelques articles dans la littérature traitant du système

> Robodent, seulement, je pense manquer d'informations

> sur le système en général, la précision peropératoire et en

> particulier de supports visuels...

>

> Auriez vous, s'il vous plait, l'obligeance de m'envoyer des

> informations, et de m'autoriser à citer vos informations et votre site

> internet dans mes références bibliographiques. merci de votre

> compréhension.

>

> je vous serai gré, Madame, Monsieur, de recevoir mes salutations

> respectueuses.

>

> Guillaume Serandour

>

>

> -----

> Discutez sur Messenger où que vous soyez ! Mettez Messenger sur votre

> mobile ! <<http://www.messengersurvotremobile.com/>>

Bonjour,

Sans aucun problème je peut vous transmettre notre documentation

commerciale ainsi que notre logiciel de planification implantaire.

Faite moi parvenir votre adresse postal ou je puisse vous les envoyer.

Cordialement

Samuel Roche

Chef de projet

Autorisation de Immed :

Fw: demande d'autorisation

De : **Immed** (immed@immed.net)
Envoyé : mer. 21/01/09 10:32
À : willserandour@hotmail.com

Monsieur,

Vous avez l'autorisation de notre direction.
Salutations.

Corinne Capron

----- Original Message -----

From: [guillaume sérandour](#)

To: immed@immed.net

Sent: Friday, January 16, 2009 10:18 AM

Subject: demande d'autorisation

Madame, Monsieur,

Je m'appelle Guillaume SERANDOUR et je suis étudiant en Chirurgie dentaire à la faculté de Nantes.
Je passe ma thèse dans quelques semaines sur le sujet traitant de la navigation chirurgicale implantaire.

Bien évidemment, votre système m'intéresse beaucoup.

Auriez vous, s'il vous plait, l'obligeance de m'autoriser à citer vos informations et votre site internet et en particulier les photos du nouveau casque varioscope dans ma thèse et mes références bibliographiques.

merci de votre compréhension.

je vous serai gré, Madame, Monsieur, de recevoir mes salutations respectueuses.

Guillaume Serandour

RESUME :

La chirurgie assistée par ordinateur est une technologie en plein essor, mettant à profit la puissance informatique pour le traitement de : données d'imagerie médicale, fusion de données, modélisation tridimensionnelle, simulation et robotique. Elle a pour objectif d'assister le chirurgien expérimenté ou non, dans la réalisation d'un diagnostic précis, une préparation et planification adaptées de façon optimale aux multiples doléances, et enfin l'accomplissement du geste opératoire le plus conforme possible à la planification.

L'assistance à la chirurgie peut être de trois types : passif, grâce à la navigation chirurgicale qui permet au chirurgien de suivre en temps réel la position de ses instruments localisés par triangulation ; semi-actif, grâce à la réalisation assistée par informatique de goussières chirurgicales contraignant les gestes dans la direction prédéterminée ; actif, grâce à des robots programmés pour réaliser une partie du geste opératoire.

La navigation chirurgicale implantaire (assistance passive) est un système innovant d'instrumentation implantaire qui se caractérise par un accès direct, sans guide, pour le forage du puits et le positionnement de l'implant. Elle guide le praticien en lui permettant de voir précisément le point d'émergence, l'axe et la profondeur des implants planifiés. Il a ainsi une liberté totale de mouvement, non contraint par le guide chirurgical. L'absence de lambeau améliore nettement les suites opératoires. En fin de compte, elle aboutit à une mise en place précise des implants tenant compte du projet prothétique et des contraintes anatomiques.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Implantologie

DOMAINE BIBLIODENT : Implantologie

MOTS CLES MESH :

Chirurgie assistée par ordinateur – Interprétation de radiographie assistée ordinateur – Implants Dentaires – Implant Dentaire Endo-osseux
Surgery, Computer-Assisted – Computer Assisted Radiographic Image Interpretation – Dental Implants – Dental Implantation, Endosseous

MOTS CLES BIBLIODENT :

Chirurgie assistée par ordinateur – Implant dentaire – Matériel Informatique – Instrumentation Chirurgicale

JURY :

Président : Professeur LABOUX O.
Directeur : Dr CLERGEAU L.-P.
Assesseur : Dr SAFFARZADEH A. (codirecteur)
Assesseur : Dr LEBORGNE S.

ADRESSE DE L'AUTEUR :

4, cours Olivier de Clisson – 44000 Nantes
willserandour@yahoo.fr
