

UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2013

Thèse n°2013-TOU3-3003

THESE

pour le

DIPLOME D’ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

présentée et soutenue publiquement

par

Laurianne TOURNAIRE - BOUTILLIER

le 15 janvier 2013

LE RECALAGE TRIDIMENSIONNEL EN ORTHOPEDIE

DENTO-FACIALE :

REVUE DE LA LITTERATURE SCIENTIFIQUE

Directeur de thèse : Madame Christine MARCHAL-SIXOU

JURY

Président

Professeur Philippe POMAR

1^{er} assesseur

Docteur Christine MARCHAL-SIXOU

2^{ème} assesseur

Docteur Sarah COUSTY

3^{ème} assesseur

Docteur Pierre PUJOL

UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2013

Thèse n°2013-TOU3-3003

THESE

pour le
DIPLOME D’ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE
présentée et soutenue publiquement

par
Laurianne TOURNAIRE - BOUTILLIER

le 15 janvier 2013

LE RECALAGE TRIDIMENSIONNEL EN ORTHOPEDIE
DENTO-FACIALE :
REVUE DE LA LITTERATURE SCIENTIFIQUE

Directeur de thèse : Madame Christine MARCHAL-SIXOU

JURY

Président

Professeur Philippe POMAR

1^{er} assesseur

Docteur Christine MARCHAL-SIXOU

2^{ème} assesseur

Docteur Sarah COUSTY

3^{ème} assesseur

Docteur Pierre PUJOL

FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

➔ DIRECTION

DOYEN

Mr SIXOU Michel

ASSEESSEURS DU DOYEN

• ENSEIGNANTS :

Mme GRÉGOIRE Geneviève

Mr CHAMPION Jean

Mr HAMEL Olivier

Mr POMAR Philippe

• PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE

Mme GRIMOUD Anne-Marie

• ÉTUDIANT :

Mr HAURET-CLOS Mathieu

CHARGÉS DE MISSION

Mr PALOUDIER Gérard

Mr AUTHIER Alain

RESPONSABLE ADMINISTRATIF

Mme GRAPELOUP Claude

➔ HONORARIAT

DOYENS HONORAIRES

Mr LAGARRIGUE Jean +

Mr LODTER Jean-Philippe

Mr PALOUDIER Gérard

Mr SOULET Henri

➔ ÉMÉRITAT

Mr PALOUDIER Gérard

➔ PERSONNEL ENSEIGNANT

56.01 PÉDODONTIE

Chef de la sous-section :

Mr VAYSSE

Professeur d'Université :

Mme BAILLEUL-FORESTIER

Maîtres de Conférences :

Mme NOIRRI-ESCLASSAN, Mr VAYSSE

Assistants :

Mr DOMINÉ, Mme GÖTTLE

Chargé d'Enseignement :

Mme BACQUÉ, Mme PRINCE-AGBODJAN, Mr TOULOUSE

56.02 ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE

Chef de la sous-section :

Mr BARON

Maîtres de Conférences :

Mr BARON, Mme LODTER, Mme MARCHAL-SIXOU, Mr ROTENBERG,

Assistants :

Mme ELICEGUI, Mme OBACH-DEJEAN, Mr PUJOL

Chargés d'Enseignement :

Mr GARNAULT, Mme MECHRAOUI, Mr MIQUEL

56.03 PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ, ODONTOLOGIE LÉGALE

Chef de la sous-section :

Mr HAMEL

Professeur d'Université :

Mme NABET, Mr PALOUDIER, Mr SIXOU

Maître de Conférences :

Mr HAMEL

Assistant :

Mr MONSARRAT

Chargés d'Enseignement :

Mr DURAND, Mr PARAYRE, Mr VERGNES

57.01 PARODONTOLOGIE**Chef de la sous-section :** **Mr BARTHET**

Maîtres de Conférences : Mr BARTHET

Assistants : Mr MOURGUES, Mme VINEL

Chargés d'Enseignement : Mr. CALVO, Mme DALICIEUX-LAURENCIN, Mr LAFFORGUE, Mr PIOTROWSKI, Mr SANCIER

57.02 CHIRURGIE BUCCALE, PATHOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE, ANESTHÉSIOLOGIE ET RÉANIMATION**Chef de la sous-section :** **Mr CAMPAN**

Professeur d'Université : Mr DURAN

Maîtres de Conférences : Mr CAMPAN, Mr COURTOIS, Mme COUSTY

Assistants : Mme BOULANGER, Mr FAUXPOINT, Mme FERNET-MAGNAVAL

Chargés d'Enseignement : Mr GANTE, Mr L'HOMME, Mme LABADIE, Mr PLANCHAND, Mr SALEFRANQUE

57.03 SCIENCES BIOLOGIQUES (BIOCHIMIE, IMMUNOLOGIE, HISTOLOGIE, EMBRYOLOGIE. GÉNÉTIQUE, ANATOMIE PATHOLOGIQUE, BACTÉRIOLOGIE, PHARMACOLOGIE**Chef de la sous-section :** **Mr KÉMOUN**

Professeurs d'Université : Mme DUFFAUT

Maîtres de Conférences : Mme GRIMAUD, Mr KEMOUN, Mr POULET

Assistants : Mr BLASCO-BAQUE, Mme GAROBY-SALOM, Mme SOUBIELLE, Mme VALERA

Chargés d'Enseignement : Mr BARRÉ, Mme DJOUADI-ARAMA, Mr SIGNAT

58.01 ODONTOLOGIE CONSERVATRICE, ENDODONTIE**Chef de la sous-section :** **Mr GUIGNES**

Maîtres de Conférences : Mr DIEMER, Mr GUIGNES, Mme GURGEL-GEORGELIN, Mme MARET-COMTESSE

Assistants : Mr ARCAUTE, Mlle DARDÉ, Mme DEDIEU, Mr ELBEZE, Mme FOURQUET, Mr MICHETTI

Chargés d'Enseignement : Mr BALGUERIE, Mr BELAID, Mlle BORIES, Mr ELBEZE, Mr MALLET, Mlle PRATS, Mlle VALLAEYS

58.02 PROTHÈSES (PROTHÈSE CONJOINTE, PROTHÈSE ADJOINTE PARTIELLE, PROTHÈSE COMPLÈTE, PROTHÈSE MAXILLO-FACIALE)**Chef de la sous-section :** **Mr CHAMPION**

Professeurs d'Université : Mr ARMAND, Mr POMAR

Maîtres de Conférences : Mr BLANDIN, Mr CHAMPION, Mr ESCLASSAN

Assistants : Mr DESTRUHAUT, Mr GALIBOURG, Mr LUCAS, Mr RAYNALDY, Mme SOULES

Chargés d'Enseignement : Mr ABGRALL, Mr DEILHES, Mr FARRÉ, Mr FLORENTIN, Mr FOLCH, Mr GHRENASSIA, Mr KAHIL, Mme LACOSTE-FERRE, Mme LASMOLLES, Mr LUCAS, Mr MIR, Mr

POGEANT,

Mr RAYNALDY

58.03 SCIENCES ANATOMIQUES ET PHYSIOLOGIQUES, OCCLUSODONTIQUES, BIOMATÉRIAUX, BIOPHYSIQUE, RADIOLOGIE**Chef de la sous-section :** **Mme GRÉGOIRE**

Professeur d'Université : Mme GRÉGOIRE

Maîtres de Conférences : Mme JONOT, Mr NASR

Assistants : Mr AHMED, Mr CANIVET, Mr DELANNÉE

Chargés d'Enseignement : Mme BAYLE-DELANNÉE, Mme MAGNE, Mr MOUNET, Mr TREIL, Mr VERGÉ

 L'université Paul Sabatier déclare n'être pas responsable des opinions émises par les candidats.
 (Délibération en date du 12 Mai 1891).

Mise à jour au 1^{er} novembre 2012

A mes parents,

Les souvenirs se bousculent, les émotions s’emmêlent...qu’il est déroutant de devoir écrire quelques lignes pour exprimer toute ma reconnaissance ! Le mot est court mais ses interprétations à votre égard restent sans fin : « MERCI »...

A Mathieu,

Il y a des sentiments qui ne s’écrivent pas, mais qui simplement se vivent...

A ma sœur,

Tu as tracé une route...je l’ai tantôt suivie, tantôt j’en ai pris une autre, mais nous nous sommes toujours retrouvées dans les moments importants de la vie...je l’apprécie et je t’en remercie...

A mon frère,

Je suis loin encore d’avoir fait le tour de ta personne...mais plus les années passent, plus j’en apprécie les subtilités...Merci Guilhem !

A ma famille,

Merci de l’intérêt que vous portez à mes études, et de la compréhension dont vous avez fait preuve durant toutes ces années.

A Elisabeth et Jacques,

Merci pour votre générosité, votre spontanéité et vos différences...mais surtout merci de m’avoir fait une place au sein de vos vies !

A Christophe,

Tu te demandes à quelle sauce je vais bien pouvoir te cuisiner ?! Disons que tu es un peu comme le quatrième pied d’une chaise...parfois, on est bien content qu’il existe ! Je te remercie pour toutes ces années qu’on a passées au bord d’un court ou sur les bancs des cours et pour toutes celles qui, je l’espère, courent encore... !

A Julie,

Merci de n'être ni médecin, ni dentiste et d'apporter une couleur de plus à la palette de ma vie... !

A Ahmed, Julien et Wei,

Merci pour le joli quatuor que nous formons ! Partager ces années de spécialisation avec vous restera un souvenir inoubliable !

A Jérôme,

Merci de m'avoir permis de devenir une orthodontiste à la compétence inattendue en matière de gestion de l'élève... !

A Guy,

Merci pour ta disponibilité, ton humour et pour cette envie que tu as de transmettre ton savoir...

A Linda et Alice,

Deux acolytes durant l'internat...Merci pour votre sincérité et votre bonne humeur !

A Pierre, Wassim, Louis et Philippe,

Merci pour votre humour...Merci pour tous ces rires !

A Claire et Véronique,

Mes deux aînées de promo... ! Merci pour tous les moments qu'on a partagés et pour tous ceux que, je l'espère, nous partagerons encore !

Aux enseignants de Toulouse,

Pour la qualité de la formation qu'ils m'ont délivrée tout au long de ce cursus.

Au personnel du centre de soins,

Merci pour votre gentillesse, votre disponibilité et votre soutien au quotidien.

A notre président du jury de thèse,

Monsieur le Professeur Philippe POMAR,

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d’Odontologie,
- Vice-Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse,
- Lauréat de l'Institut de Stomatologie et Chirurgie Maxillo-Faciale de la Salpêtrière,
- Chargé de cours aux Facultés de Médecine de Toulouse-Purpan, Toulouse-Rangueil et à la Faculté de Médecine de Paris VI,
- Enseignant-chercheur au CNRS - Laboratoire d’Anthropologie Moléculaires et Imagerie de Synthèse (AMIS – UMR 5288 CNRS)
- Habilitation à Diriger des Recherches (H.D.R.),
- Chevalier dans l'Ordre des Palmes Académiques

Nous sommes très sensibles à l’honneur que vous nous faites en acceptant la présidence de ce jury.

Nous avons particulièrement apprécié vos grandes qualités professionnelles et humaines, ainsi que votre disponibilité.

Veillez trouver ici l’expression de notre sincère considération.

A notre directeur de thèse,

Madame le Docteur Christine MARCHAL-SIXOU,

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Spécialiste qualifié en Orthopédie Dento-Faciale,
- D.E.A. d'Ethique Médicale et Biologique,
- Diplôme Universitaire de Recherche Clinique en Odontologie (D.U.R.C.O.)
- Diplôme d'Odontologie Légale et Ethique (D.U.O.L.E.),
- Doctorat de l'Université Paris Descartes mention : Ethique Médicale et Biologique.

Nous vous remercions vivement d'avoir accepté si spontanément de diriger ce travail.

Nous vous sommes très reconnaissantes pour l'investissement et la disponibilité dont vous avez fait preuve tout au long de ce travail.

Nous sommes sensibles à vos qualités humaines et à votre volonté de faire évoluer notre profession vers une pratique plus factuelle.

Veuillez trouver ici le témoignage de notre profond respect et de notre estime.

A nos membres du jury,

Madame le Docteur Sarah COUSTY,

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d’Odontologie,
- Diplôme d’Etudes Supérieures de Chirurgie Buccale (D.E.S.C.B.),
- Docteur de l’Université Paul Sabatier,
- Ancienne Interne des Hôpitaux de Toulouse,
- Diplôme d’Université de Formation à la Recherche Epidémiologique en Odontologie (D.U.F.R.E.O.)
- Lauréate de l'Université Paul Sabatier.

Vous avez la gentillesse d’accepter de faire partie de notre jury de thèse.

Nous vous remercions chaleureusement pour vos qualités professionnelles et votre bonne humeur.

Par ce travail, nous espérons vous prouver notre estime et notre gratitude.

Monsieur le Docteur Pierre PUJOL,

- Assistant hospitalo-universitaire d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Certificat d'Etudes Cliniques Spéciales, mention : Orthodontie

Nous vous sommes très reconnaissantes d'avoir accepté de faire partie de ce jury.

Nous vous remercions pour votre disponibilité, vos qualités professionnelles et vos valeurs humaines.

Veillez trouver ici l'expression de notre reconnaissance et notre sympathie.

A Monsieur le Docteur Jacques TREIL,

Nous espérons que ce travail, dont vous êtes à l'initiative, sera à la hauteur de vos attentes.

Nous vous remercions du temps que vous nous avez consacré pour nous transmettre vos connaissances en imagerie tridimensionnelle.

Nous avons particulièrement été touchées par votre gentillesse et votre disponibilité.

Veuillez trouver ici l'expression de notre respect et de notre gratitude.

INTRODUCTION.....	15
PREMIERE PARTIE : IMAGERIE EN ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE	16
1. RAPPELS EN IMAGERIE.....	16
1.1 <i>Imagerie 2D</i>	17
a) Radiographies 2D les plus couramment utilisées en ODF	18
i. La téléradiographie.....	18
ii. L'orthopantomogramme	20
iii. Le cliché rétro-alvéolaire	22
iv. Le cliché occlusal	23
b) Les limites des radiographies bidimensionnelles	23
1.2 <i>Imagerie 3D</i>	24
a) Les différentes acquisitions 3D	25
i. Medical Computerized Tomography (MDCT).....	25
ii. Cone Beam Computed Tomography (CBCT)	27
iii. Stéréophotogrammétrie	32
iv. Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)	33
v. Scanner optique de surface ou scanner laser 3D.....	35
b) Comparaison des différentes techniques d'acquisition d'imagerie 3D par rapport à leur utilisation en ODF	36
c) Intérêts et perspectives de l'imagerie 3D	36
1.3 <i>Notion de dose d'irradiation</i>	40
a) Définitions	40
b) Radioprotection.....	40
c) Responsabilité médicale.....	41
d) Ordre de grandeur de l'exposition.....	41
1.4 <i>Céphalométrie et superpositions en ODF</i>	41
a) Analyses céphalométriques 2D : intérêts et limites.....	42
b) Analyses céphalométriques 3D : intérêts et limites.....	43
c) Superpositions 2D : intérêts et limites.....	45
i. Intérêts.....	45
ii. Limites	46
d) Recalage 3D : une méthode d'avenir ?.....	47
DEUXIEME PARTIE : REVUE DE LA LITTERATURE SCIENTIFIQUE.....	48
1. RECHERCHE BIBLIOGRAPHIQUE	48
1.1 <i>Constitution de la base de données</i>	48
2. SYNTHÈSE DES RESULTATS	49
2.1 <i>Les différents recalages</i>	49
a) Rigide.....	49
b) Élastique	51
c) Mixte.....	52
2.2 <i>Les différents outils d'acquisition des données 3D</i>	53
a) Medical Computerized Tomography (MDCT)	53
b) Cone Beam Computed Tomography (CBCT)	54
c) Stéréophotogrammétrie	54
d) Scanner optique de surface ou scanner laser 3D	55
e) Imagerie par Résonance Magnétique (IRM).....	55
2.3 <i>Les différentes méthodes de recalage</i>	56
a) Le recalage 3D par points, par plans, par surfaces	56
b) Le recalage 3D par reconnaissance de niveaux de gris	65
c) Procédure automatique.....	69
d) Procédure non automatique.....	70
e) Logiciels utilisés	70
2.4 <i>Les différentes applications</i>	71
a) Croissance.....	71
b) Chirurgie orthognathique	72
c) Mouvement dentaire	74
d) Esthétique faciale	76
e) Anatomie.....	77
f) Pathologies.....	77
g) Anthropométrie.....	78
h) Validation d'une technique thérapeutique.....	79

TROISIEME PARTIE : INTERETS ET PERSPECTIVES EN ODF	82
1. INTERETS ET PERSPECTIVES EN RECHERCHE FONDAMENTALE	82
1.1 Dans le domaine de la croissance.....	82
1.2 Dans le domaine du déplacement dentaire.....	83
1.3 Dans le domaine de l'anatomie, des pathologies.....	83
1.4 En anthropométrie.....	84
2. INTERETS ET PERSPECTIVES EN RECHERCHE CLINIQUE.....	84
2.1 En terme de mouvement dentaire	84
2.2 En terme de croissance	85
2.3 En chirurgie orthognathique	85
2.4 En terme d'esthétique.....	86
2.5 Sur le diagnostic et le traitement de pathologies	87
2.6 Pour valider une technique thérapeutique	87
3. PERSPECTIVE DANS LE CADRE D'UNE RECHERCHE CLINIQUE SUR LES CORTICOTOMIES	88
3.1 Critère de jugement secondaire	88
3.2 Collaboration avec l'Institut de Recherche Informatique de Toulouse (IRIT).....	88
3.3 Trouver et mettre en place d'une méthode objective.....	88
CONCLUSION.....	90
BIBLIOGRAPHIE	92

INTRODUCTION

Le recalage tridimensionnel est une procédure de superposition de deux acquisitions tridimensionnelles d'un même objet à différents temps ou d'objets différents à un temps donné. En orthopédie dento-faciale, l'objet est remplacé par le sujet qui n'est autre que le patient.

Le recalage tridimensionnel peut dès lors être apparenté à des superpositions en trois dimensions d'images tridimensionnelles acquises par divers outils. Jusqu'à présent, les superpositions couramment utilisées en orthopédie dento-faciale se réalisaient à partir d'images radiologiques en deux dimensions. Néanmoins, les progrès constants en matière d'imagerie ont permis de développer des techniques d'acquisitions d'images tridimensionnelles dont l'usage est simple, et l'irradiation moindre par rapport aux nombreuses informations qu'elles fournissent. En orthopédie dento-faciale, c'est le cone beam computed tomography (CBCT) qui constitue l'avancée radiologique la plus importante et dont l'utilisation est la plus répandue. Ce travail fera dans un premier temps le point sur l'évolution de l'imagerie en orthopédie dento-faciale.

Ces nouveaux outils d'acquisition d'images tridimensionnelles permettent une représentation plus réaliste des sujets. Les superpositions classiques bidimensionnelles qui se font en orthopédie dento-faciale apportent un aspect dynamique à l'étude anatomo-morphologique des patients. Toutefois, une représentation bidimensionnelle d'un sujet en trois dimensions n'est qu'une approche et ne peut représenter de manière précise les évolutions anatomiques et morphologiques des patients. L'idée de recaler des données tridimensionnelles prend ici son origine. Cette thèse retranscrira dans un second temps une revue de la littérature en matière de recalage tridimensionnel dans le domaine élargi de l'orthopédie dento-faciale. Il s'agira de préciser les outils d'acquisition de données tridimensionnelles jusqu'alors utilisés, de mettre en avant les différentes procédures de recalage et d'en faire ressortir les diverses applications. La troisième partie de cet écrit mettra en avant les intérêts et les perspectives qu'offrent depuis peu le recalage tridimensionnel.

L'objectif de cette thèse est de réaliser une revue de la littérature sur le recalage tridimensionnel en orthopédie dento-faciale afin de faire le point sur cette nouvelle technique.

PREMIERE PARTIE : IMAGERIE EN ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

1. *Rappels en imagerie*

Découverte des rayons X :

Le 8 novembre 1895, Wilhem Conrad Roentgen découvre une « nouvelle sorte de rayonnement », mystérieux, qu'il appellera X. Le 22 novembre, il réalise la première image radiographique : la main de son épouse Bertha. Il obtiendra le premier Prix Nobel de physique, en 1901 [1].

Quelques jours plus tard, le dentiste allemand Otto Walkhoff réalise sur lui-même la première radiographie dentaire au prix d'une pose de 25 minutes. Elle sera obtenue sur une plaque photographique en verre maintenue verticalement en bouche, en arrière des dents. Cette technique est l'application fidèle du principe initial d'imagerie de Roentgen, qui utilise un faisceau de rayon X ouvert et de géométrie conique [2].

La découverte des rayons X arrive au moment où les sciences fondamentales sont en pleine effervescence et suscitent l'admiration. En mars 1896, Henri Becquerel met en évidence les « rayons uraniques » [3].

En 1898, Pierre et Marie Curie découvrent le polonium et le radium. Becquerel et les époux Curie obtiendront conjointement le Prix Nobel de physique en 1903. Le monde médical prend rapidement conscience de l'intérêt des rayons X pour une « évaluation anatomique du sujet vivant » [4].

Evolution de l'imagerie :

Pendant trois quarts de siècle, le principe d'élaboration de l'image radiologique est resté immuablement le même, selon la triade :

- un tube à rayons X émettant un faisceau homogène,
- un organe ou tissu radiographié, traversé par le faisceau incident ainsi modulé,
- un récepteur riche en sels d'argent recueillant l'image latente portée par le faisceau émergent et révélée chimiquement.

Ce n'est qu'en 1972 que G.H. Hounsfield révolutionne l'imagerie médicale par l'invention de la tomодensitométrie ou scanner à rayons X. Il partage avec A.M. Cormack le Prix Nobel de

médecine en 1979. Dans la triade de l'acquisition de l'image, le récepteur argentique est remplacé par une couronne de chambres d'ionisation au xénon. Les informations de densité acquises au passage du faisceau émergent de rayons X sont traitées par informatique.

En 1982, Francis Mouyen (Toulouse), par la mise au point de la radiovisiographie ou RVG® (Trophy), donne à l'évaluation odontologique intra-buccale la possibilité numérique de l'image qu'elle attendait [5].

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une méthode « spectrométrique » de discrimination physico-chimique. Elle sera développée par le médecin et physicien R. Damadian dès 1972. De la triade initiale d'acquisition de l'image ne persiste que le patient. Il ne s'agit plus d'une imagerie d'absorption comme celle dépendant des rayons X. Ses applications en odonto-stomatologie sont limitées [5].

L'imagerie sectionnelle s'est récemment enrichie d'une nouvelle technologie connue dans le monde de l'imagerie médicale sous le nom « d'imagerie cone beam », de CBCT (cone beam computerized tomography) ou « d'imagerie à faisceau conique ». Cette technologie est rapidement devenue très populaire dans le monde odontologique car dédiée à la sphère maxillo-faciale. Jacques Treil, rapport 2012.

1.1 Imagerie 2D

L'image 2D est une image de projection qui réduit un volume (3D) en une image plane. Elle résulte du phénomène d'absorption modulée d'un faisceau homogène de rayons X par les structures anatomiques rencontrées.

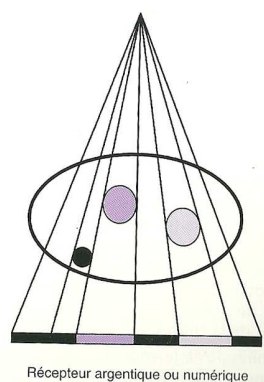


Figure 1: Principe initial à faisceau conique de l'imagerie médicale (Roentgen, 1895) : modulation du faisceau RX par les structures traversées [2]

L'image latente, portée par le faisceau émergent, est recueillie sur un récepteur (film radiographique ou capteur numérique) puis révélée chimiquement pour le film argentique, ou par traitement informatique, sur un écran, pour le récepteur numérique. La géométrie de

l'image dépend de l'obliquité du rayon directeur par rapport à l'objet examiné et au récepteur, ainsi que de la distance foyer - objet - récepteur.

Les meilleures conditions géométriques et dimensionnelles de l'image sont assurées par l'orthogonalité du rayon et l'éloignement de la source de rayons X [2].

a) Radiographies 2D les plus couramment utilisées en ODF

i. La téléradiographie

Principe :

La téléradiographie est une technique radiologique utilisant une grande distance foyer-objet, une courte distance objet-film et un céphalostat permettant d'immobiliser la tête du patient dans une position standardisée [6].

Il existe de nombreux appareils, de taille et de type variables, mais tous sont constitués par :

- un système électronique de production des rayons X : le générateur et le tube à rayons X ;
- un système d'immobilisation de la tête du patient : le céphalostat ;
- un système de détection et d'amélioration de l'image radiante : le film (ou le capteur numérique) et ses accessoires (filtre, grille, cassette) [6].

Réalisation de l'examen :

L'installation radiologique est fixe, dédiée uniquement à la téléradiographie pour permettre une reproductibilité de l'examen, avec une grande distance fixe entre la source émettrice et la plaque sensible (le but étant d'éliminer le facteur d'agrandissement). Le céphalostat maintient la tête du patient immobilisée par deux olives auriculaires introduites doucement au niveau des conduits auditifs externes.

Il existe quatre positions possibles de la bouche du patient [7] :

- intercuspidie maximale, la plus usitée
- relation centrée
- repos physiologique
- ouverture maximale

Technique et Incidences :

La téléradiographie est une technique extra-orale de projection (rayons X) de tout le crâne avec visualisation des parties molles sur un appareil fixe, le patient étant placé selon le plan de Francfort (ou de Virchow), qui sert de plan d'orientation et qui est idéalement horizontal.

Il existe plusieurs incidences [7] :

- De profil (norma lateralis) : crâne de profil (côté gauche vers la plaque), le rayon de la source passe par les deux olives auriculaires, plan de Francfort horizontal, position le plus souvent en intercuspidie maximale.
- Frontale (norma frontalis) : crâne face à la plaque, rayon horizontal, plan de Francfort également horizontal.
- Axiale (norma axialis) : tête en hyperextension de face, rayon horizontal, plan de Francfort vertical.
- ouverture maximale

Ces techniques sont réalisables par méthode conventionnelle argentique ou par méthode numérique (plaque au phosphore type ERLM ou numérisation directe à lecture différée).

Intérêts et limites :

La téléradiographie est un examen reproductible pour une étude céphalométrique, utilisée en orthopédie-dento-faciale pour établir un bilan (mensurations céphalométriques, typologie faciale et mandibulaire...).

Elle permet le diagnostic et le plan de traitement orthodontique avec tracé de points, de plans et de lignes selon différentes analyses (méthodes de Tweed, de Ricketts...) en incidence de profil. Les incidences de face et axiale permettent de détecter une anomalie dans le sens transversal, d'étudier la symétrie mandibulaire...

Elle est aussi usitée pour le contrôle post-opératoire d'ostéotomie correctrice de la mandibule. Enfin, elle peut servir de bilan préopératoire de greffe osseuse à visée implantaire (étude du site de prélèvement comme la symphyse ou la voûte crânienne) [7].

La téléradiographie est une projection avec une étude en deux dimensions d'objets réels en trois dimensions, limitant l'évaluation orthodontique dans les trois sens de l'espace [8]. Les incidences de profil sont fortement altérées par des mouvements parasites de roulis et de rotation [6].

L'incidence de face est fortement perturbée par les mouvements de tangage et de rotation de la tête [6]. Ces mouvements parasites peuvent empêcher une lecture claire des clichés ou être une source d'erreur dans le repérage de points ou de plans nécessaires aux analyses céphalométriques. C'est alors la reproductibilité de la technique qui est remise en cause.

Enfin, un nombre important d'erreurs de projections radiographiques sont liées à des problèmes lors de l'acquisition des images. Ces erreurs comprennent des agrandissements de

taille, des distorsions d'images, des erreurs de positionnement du patient, des distances film/patient inadéquates [9].

ii.L'orthopantomogramme

Principe :

Méthode d'exploration radiologique dentaire extra-orale, l'orthopantomogramme permet de dérouler sur un seul film, au prix d'une faible exposition, l'image des arcades d'une articulation temporo-mandibulaire à l'autre [4].

L'orthopantomogramme, ou panoramique dentaire, n'est pas un simple cliché de projection sur une plaque sensible. C'est une tomographie à coupe épaisse qui est actuellement une zonographie courbe. Il permet d'explorer uniquement les éléments situés dans l'épaisseur de la coupe [7].

Réalisation de l'examen :

Les éléments métalliques au niveau du cou et de la tête du patient doivent être retirés pour éviter de créer des artefacts sous forme de lignes opaques pouvant masquer les structures à étudier.

La tête du patient est placée au centre de l'appareil, dans le système de contention, avec le plan de Francfort horizontal.

Les incisives sont en « bout à bout » de manière à pouvoir les placer dans la zone de netteté antérieure réduite, souvent par morsure d'une réglette [4].

Lors de la prise du cliché, une partie mobile effectue une rotation autour du patient. Ce dernier reste immobile moins de 30 secondes, en respirant, sans déglutir, la langue collée au palais osseux afin de limiter les projections aériques [7]. Cette immobilité est, chez certains patients, difficile à obtenir.

Méthodes :

Il existe deux méthodes :

- Méthode conventionnelle avec impression directe sur un film argentique qui est ensuite traité et révélé chimiquement.
- Méthode numérique, soit par capteurs CCD (imagerie numérique directe), soit par impression sur plaque photostimulable dite plaque au phosphore (ERLM : écran radio luminescent à mémoire) qui est ensuite traitée par informatique (numérisation directe à lecture différée) [7].

Intérêts et limites :

L'orthopantomogramme est un examen de « débrouillage », de faible coût et en une seule exposition.

Il répond à :

- une logique anatomique, en remplaçant par ses dimensions le système dentaire dans son environnement naturel (bases osseuses, cavités pneumatiques, parties molles...)
- une logique radiologique en donnant une possibilité de comparaison bilatérale
- une logique diagnostique privilégiant une approche globale
- une logique économique par son faible coût et la richesse comme la diversité des informations qu'il procure, à condition d'être correctement réalisé et interprété [4].
- Une logique d'exposition minimale du patient aux radiations [10].

Les limites de l'orthopantomogramme soulignent ses avantages et le replacent dans un protocole cohérent d'imagerie [4].

Le panoramique dentaire ne permet que l'exploration de deux dimensions.

La technique pantomographique génère des déformations verticales et horizontales entraînant des déformations dimensionnelles et un agrandissement global variable avec les appareils, même si la forme générale est conservée.

Les dents apparaissent de plus en plus inclinées en dehors (disto-version coronaire) au fur et à mesure que l'on s'éloigne de la ligne médiane. De plus, l'image d'une dent inclinée dans le sens vestibulo-lingual peut apparaître raccourcie, la dent n'étant pas abordée, en raison de sa position, perpendiculairement à son grand axe [4].

Le cliché orthopantomographique ne saurait rivaliser avec la parfaite définition du film dentaire argentique ou celle de l'image numérique intra-buccale. La présence de superpositions coronaires et la projection des cavités sinusiennes maxillaires, peuvent, respectivement, empêcher la détection de caries et créer une fausse image de lésion osseuse péri-apicale. La radiographie panoramique a donc plusieurs imperfections comme un manque de fiabilité sur la taille, l'emplacement et la forme d'images générées [9].

L'orthopantomogramme apporte une information insuffisante sur les dents ectopiques ou incluses, surtout si elles se situent à distance du champ d'exploration [7]. D'autres clichés seront alors nécessaires en complément.

Enfin, le coût de l'équipement est relativement élevé [10].

iii. Le cliché rétro-alvéolaire

Principe :

Le cliché rétro-alvéolaire est une projection radiologique sur un film de taille réduite permettant une étude détaillée d'une dent et de son environnement adjacent (parodonte et os péri-apical) [7].

Réalisation de l'examen :

Le patient est généralement assis, tête immobile, plan d'occlusion horizontal.

Le film est en position intra-orale maintenu, soit par une pince de Fitzgerald, soit par un angulateur (Rinn).

Techniques et méthodes :

Il existe plusieurs techniques pour la prise du cliché rétro-alvéolaire :

- Technique de la bissectrice
- Technique de visée oblique
- Technique des plans parallèles

La méthode conventionnelle est basée sur l'exposition (rayons X) d'un film de petite taille de très haute définition sans écran, en situation intra-orale en regard de la dent explorée.

Dans la méthode numérique, le film est remplacé, soit par une plaque à capteurs CCD (radiovisiographie ou RVG), soit par une plaque photostimulable dite plaque au phosphore ou ERLM restituant dans un second temps une image informatique.

Intérêts et limites :

Les clichés rétro-alvéolaires allient précision, netteté et mensuration fidèle, sans déformation [7]. La technique est simple d'utilisation et facilitée par l'emploi d'angulateur pour maintenir le film en bouche [10]. De même, il est possible de standardiser la prise des clichés et ainsi d'obtenir une reproductibilité des clichés permettant leur comparaison [10].

Lors d'un bilan radiologique complet, cette technique apparaît plus longue et plus coûteuse que l'orthopantomogramme.

De plus, le cliché rétro-alvéolaire limite l'étude à la dent et à sa région immédiatement adjacente (le champ d'exploration étant limité à la taille du film).

Un autre inconvénient est le placement correct du film pour une interprétation fiable de l'image, rendu difficile chez les enfants, les patients ayant une faible ouverture buccale ou un palais très profond.

Cette technique peut également être inconfortable pour le patient et entraîner un réflexe nauséeux ou des douleurs des tissus mous, notamment au niveau du plancher lingual.

iv. Le cliché occlusal

Principe :

Le cliché occlusal permet d'obtenir des informations dans un autre plan de l'espace (souvent perpendiculaire au plan de l'orthopantomogramme) sur un secteur limité.

Réalisation de l'examen :

Le film est placé dans la bouche du patient tête droite, ou fléchie (maxillaire) ou défléchie (mandibule). Le rayon directeur de la source est orthogonal ou oblique par rapport à l'axe du film. La projection orthogonale engendre moins de distorsion, mais superpose la couronne et la racine d'une même dent privilégiant l'étude topographique. La projection oblique entraîne plus de distorsion, mais dissocie la couronne et la racine d'une même dent avec une bonne visualisation des apex, privilégiant l'étude morphologique [7].

Intérêts et limites :

Il s'agit d'un cliché de deuxième intention pour une vision complémentaire de la morphologie d'une dent, de la position d'une dent (dent incluse), des conséquences d'un traumatisme dentaire dans la région incisivo-canine, des rapports d'une lésion osseuse ou d'une fente palatine. Il peut aussi permettre la recherche à la mandibule de calcifications de parties molles (lithiase salivaire) [7].

Ces clichés n'ont toutefois pas la précision morphologique et topographique d'une acquisition tridimensionnelle.

b) Les limites des radiographies bidimensionnelles

Les images radiologiques classiques présentent:

- un agrandissement qui diminue quand la distance source-objet augmente (cas de la téléradiographie), ou quand la distance objet-récepteur diminue.
- une déformation, consécutive à la géométrie de projection conique.
- un manque de netteté:

- du fait de la granulation du film (meilleure quand le film est à grain fin peu sensible)
- par flou géométrique (la source de rayons X n'étant jamais vraiment ponctuelle)
- par flou physique (le rayonnement diffusé n'ayant pas la même direction que celle du rayonnement incident)
- par flou cinétique (selon le temps d'exposition)
- par flou anatomique
- une complexité de lecture, due à la superposition sur un même plan, celui du film, de structures qui, au niveau du sujet, appartiennent à des plans différents (sommation spatiale)

1.2 Imagerie 3D

Dans l'histoire de la Médecine et de l'Art Dentaire la radiologie est une spécialité encore juvénile, tout juste centenaire. Son principe est resté identique pendant près de 80ans, un tube radiogène séparé d'un film radiographique par l'individu à examiner. Pendant toutes ces années la radiologie est restée cantonnée au domaine du 2D.

La mutation vers la troisième dimension (3D) s'est effectuée dans les années 1970 avec l'apparition de la technologie tomodensitométrie MDCT (medical computerized tomography) qui combine l'acquisition et le traitement informatique de données numériques obtenues à partir de capteurs balayant un volume anatomique. Ces données correspondent aux valeurs densitométriques d'unités de volume appelées « voxels » qui eux-mêmes composent le volume anatomique exploré [11].

Dans les mêmes années, Raymond Damadian et Paul Lauterbur rendent possible l'élaboration d'images à partir du principe de résonance des protons atomiques soumis à des conditions particulières [4]. C'est le début de l'imagerie par résonance magnétique ou IRM.

Le développement de la tomodensitométrie hélicoïdale en 1989 et l'introduction des systèmes multicoupes en 1998 ont encore accéléré le développement des techniques tomodensitométriques et ont permis l'acquisition de données volumiques. Le développement supplémentaire de la tomographie volumique numérisée (ou tomographie volumique par faisceau conique ou CBCT) s'est poursuivi ces dernières années [12].

Parallèlement, d'autres techniques permettant de visualiser des objets en trois dimensions se développent. C'est le cas du laser optique qui permet de scanner des surfaces et de réaliser une reconstruction numérique tridimensionnelle. De plus, la stéréophotogrammétrie, qui allie les principes de la stéréoscopie et de la photogrammétrie, commence à être utilisée et exploitée dans le domaine médical.

a) Les différentes acquisitions 3D

i. Medical Computerized Tomography (MDCT)

L'image MDCT résulte du phénomène d'absorption des rayons X (générateur haute tension de l'ordre de 120 kV) et d'un codage informatique.

Principe :

Le mode incrémental est le mode initial le plus simple. Dans son principe, le tube radiogène, inclus dans le statif de l'appareil, tourne selon un mouvement de translation et de rotation angulaire autour du patient placé en décubitus dorsal. Le lit se déplace longitudinalement, après chaque rotation, de l'épaisseur de la coupe [2]. Le faisceau de rayons X calibré (collimaté) à l'épaisseur de la coupe axiale souhaitée est recueilli à son émergence par une couronne de détecteurs (chambres d'ionisation). La différence de potentiel ainsi créée est mesurée et sa valeur numérique est mise en mémoire [5].

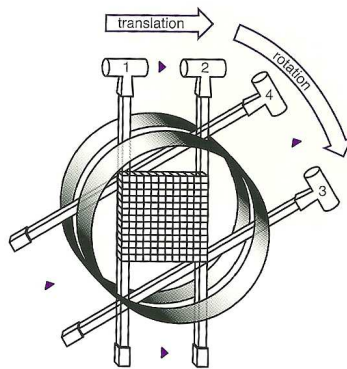


Figure 2: Principe d'acquisition de la TDM, mode incrémental : translation, rotation angulaire [5].

Au terme des acquisitions, l'ordinateur affecte à chaque élément matriciel du volume exploré ou voxel (volume element) une valeur de densité moyenne à laquelle répond un équivalent d'image ou pixel (picture element), qui assure la visualisation en gamme de gris de chaque coupe [2].

Les densités se répartissent de part et d'autre de celle de l'eau qui par convention est égale à zéro, sur l'échelle de Hounsfield. Historiquement, avec les appareils de premières générations,

les valeurs de densités allaient de +1000 unités Hounsfield (UH) pour l'os compact et la dent à -1000 UH pour l'air. Le progrès informatique permet aujourd'hui une évaluation beaucoup plus large des densités élevées, relevant la limite supérieure à plus de 3000 UH, pour une meilleure discrimination [2].

Réalisation de l'examen :

Le patient est allongé sur la table du MDCT, la tête posée dans une têtère au centre de l'anneau. Pendant la réalisation de l'examen, le patient reste immobile environ 3 minutes, en respirant normalement, mais sans avaler pour éviter les mouvements du maxillaire et de la mandibule. Les éléments métalliques amovibles au niveau du cou et de la tête sont retirés [7].

Technique :

Les appareils ont évolués vers la rapidité par :

- l'augmentation de la vitesse de rotation du tube (meilleure résolution temporelle, réduction voire même suppression des artéfacts de mouvement)
- la vitesse de déplacement du lit
- l'augmentation des récepteurs (meilleure résolution spatiale)
- la vitesse de traitement toujours plus grande de données toujours plus nombreuses et complexes [5].

Nous sommes passés des MDCT multicoupes fonctionnant sur le mode incrémental, aux MDCT hélicoïdaux inaugurant une nouvelle ère d'acquisition volumique rapide. Les derniers en date sont les MDCT multibarrettes qui sont ultra-rapides, permettant un temps d'acquisition de 0,5 seconde pour une rotation de 360° [5].

Les reconstructions bidimensionnelles ou tridimensionnelles sont réalisées à l'intérieur du paquet de coupes initial par des logiciels dédiés qui équipent les appareils MDCT. On peut ainsi obtenir des reconstructions en 2D coronales, sagittales ou sagittales obliques. De même des reconstructions « panoramiques », des reconstructions sagittales obliques, verticales ou transversales suivant la courbure de l'arcade dentaire sont possibles. Les reconstructions tridimensionnelles peuvent être représentées sous différents angles et avec ombrages. Il est possible d'isoler les structures les unes des autres, comme par exemple, isoler les dents de l'os environnant. Elles donnent des représentations réalistes de l'objet anatomique que l'on peut mobiliser directement sur l'écran de l'ordinateur. Les données au format DICOM (digital

imaging for communication in medicine) sont exportables et exploitables par une multitude de lecteurs DICOM aujourd'hui disponibles dans le monde de l'imagerie médicale.

Intérêts et limites :

Au-delà de la « belle image », cette technique présente un intérêt didactique de compréhension de la disposition spatiale d'éléments dentaires dans des situations complexes [5]. Le MDCT présente un intérêt dans la réalisation d'un bilan pré-implantaire, dans l'étude topographique d'une dent incluse, dans l'évaluation des rapports anatomiques entre deux entités, dans la recherche de lésions ou pathologie tumorales, ou en tant qu'examen de contrôle post-opératoire.

Les limites de cette technique sont liées au seuillage « dentaire » qui efface les structures de moindres densités (os alvéolaire, cavités, kystes et corticales, parties molles, canaux mandibulaires...) [5].

D'autres inconvénients peuvent être cités comme [7] :

- les artefacts cinétiques (patient ne restant pas immobile)
- les artefacts métalliques (éléments prothétiques...)
- la non visualisation du ménisque au niveau de l'ATM
- le coût de l'examen.

ii.Cone Beam Computed Tomography (CBCT)

Principe :

Comme pour tous les systèmes de radiologie classique pour le diagnostic médical, la séquence de l'imagerie en tomographie volumique par faisceau conique ou CBCT comprend les composantes fondamentales suivantes [12] :

- le tube générateur de rayons X
- le générateur apportant l'énergie nécessaire au tube à rayons X
- le détecteur convertissant les rayons X qui ont traversé le patient (objet) en signaux de l'image
- l'appareil reliant les uns aux autres, le tube, le patient et le détecteur.

La tomographie volumique « CBCT » se distingue du MDCT par ses principes d'acquisition et de calcul mathématique [4].

L'appareillage :

Il n'y a pas un « CBCT » mais « des CBCT » tant suivant les modèles que selon les caractéristiques techniques qui conditionnent leur terrain d'application [3].

La majorité des machines se présente sous l'aspect familier d'un appareil d'orthopantomographie : une colonne verticale supportant un bras qui solidarise le tube radiogène et le capteur, qui, pendant l'acquisition, tournent autour de l'extrémité céphalique. Des moyens de contention, appui mentonnier, appui tête, sangles assurent l'immobilité du patient qui doit être la plus parfaite possible car la technologie CBCT est très sensible aux artéfacts de mouvement d'autant que l'acquisition est relativement longue. Les patients sont assis ou debout. Un seul constructeur propose un lit support patient [11].

La source et le rayonnement Rx :

Le tube radiogène en général à anode fixe produit un faisceau de rayons X de forme conique balayant en une rotation (comprise entre 180° à 360° degrés) la totalité du volume exploré. Le passage des rayons X pendant la rotation est soit continu soit pulsé [11].

Le capteur :

Il est solidaire du tube radiogène et tourne avec lui. Il correspond soit à un ampli de brillance soit le plus fréquemment à un capteur plan dont le principe physique est identique à celui des capteurs intra buccaux [11].

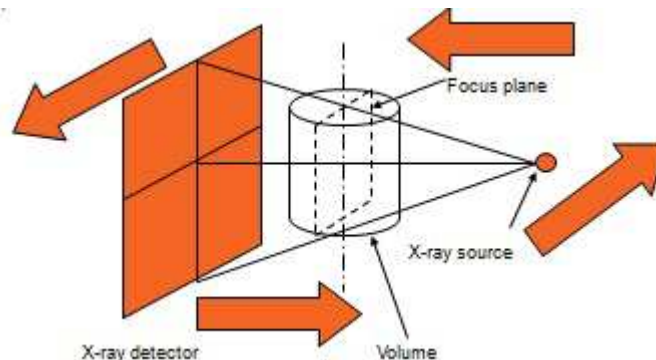


Figure 3: Technologie CBCT : principe (JM Inglese société Carestream), issue de [11].

Le champ :

Le champ d'acquisition correspond au volume exploré, en principe un cylindre de diamètre et de hauteur définis. Les constructeurs (de plus en plus nombreux) proposent ainsi des machines à petits, moyens ou grands champs, des machines à champ unique ou des machines à champs variables. Les petits champs correspondent à des diamètres et hauteurs de cylindre entre 4 à 8 cm, les champs moyens entre 8 et 15 cm et les grands champs au-delà. Les machines sont dites "hybrides" lorsqu'elles peuvent réaliser des radiographies

conventionnelles 2D, panoramique plus ou moins téléradiographie, et des acquisitions volumiques (3D) [11].

Les images natives :

Les images natives de la technologie CBCT correspondent à des projections 2D du volume exploré, à l'identique de radiographies conventionnelles. A partir des projections 2D successives, réalisées sur une rotation minimum de 180°, il est possible de reconstituer le volume composé de voxels et de leur attribuer une valeur de niveau de gris (théorème de Radon) [11].

La sauvegarde des données au format DICOM (digital imaging for communication in medicine) :

Les données informatiques, dites « natives », obtenues après reconstitution du volume, sont sauvegardées sous un format universel appelé DICOM : « digital imaging for communication in medicine ». Les données sauvegardées sont exportables et exploitables à l'aide d'une multitude de lecteurs dits « DICOM », disponibles sur le marché et dont certains sont en accès libre. Le format DICOM est un format de sauvegarde des données informatiques nécessaires à la réalisation des images mais également un format de sauvegarde des informations qui les accompagnent (nom du patient, du praticien, la date de naissance, les conditions techniques de l'examen, le n° de sécurité sociale etc...). Le DICOM est également un format de communication avec des périphériques (outils de gestion, d'impression etc.) qui eux même doivent être « compatibles DICOM » [11].

Le traitement et la visualisation des données :

Le traitement algorithmique des données est réalisé à l'aide d'algorithmes regroupés dans des outils informatiques appelés « lecteurs DICOM ». Ces lecteurs sont nombreux disponibles sur le marché, et certains en accès libre.

Les lecteurs présentent tous plus ou moins la même architecture, ils permettent :

une navigation en 2D et en temps réel dans les trois directions de l'espace au sein du volume anatomique exploré (axiale de crânial en caudal, coronale de ventral en dorsal, sagittale de droite à gauche). Les images visualisées peuvent être uniques, multiples, plus ou moins espacées, plus ou moins épaisses, ou encore courbes. Les images générées en temps réel sur l'écran de l'ordinateur peuvent bien évidemment être imprimées et sauvegardées.

une représentation 3D réaliste du volume anatomique [11].

Deux types d'images peuvent être réalisés :

L'imagerie 2D MPR (multiplanar reconstruction) : reconstruction d'images 2D dans différents plans de l'espace : axial, frontal, sagittal, obliques ou courbes de type « orthopantomographique » [11].

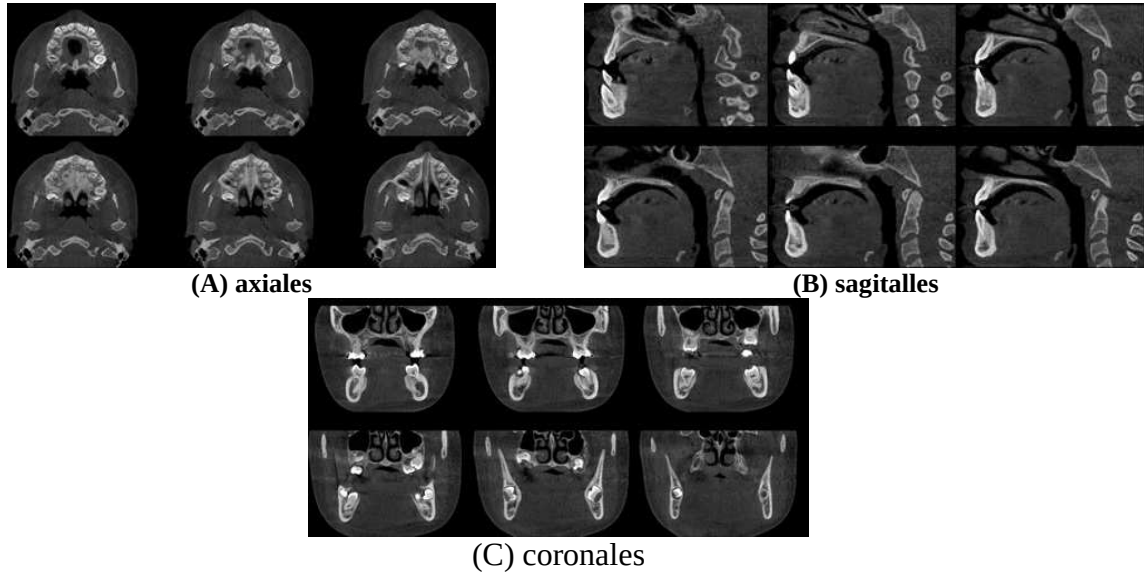


Figure 4 : Reconstructions 2D MPR, champ moyen 15/9, voxels de 200 μ , figures issues de [11]

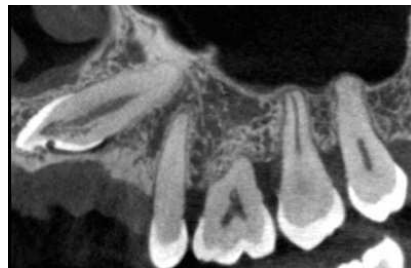


Figure 5: Reconstruction MPR courbe, petit champ 5/5 cm, voxels de 90 μ , figure issue de [11]

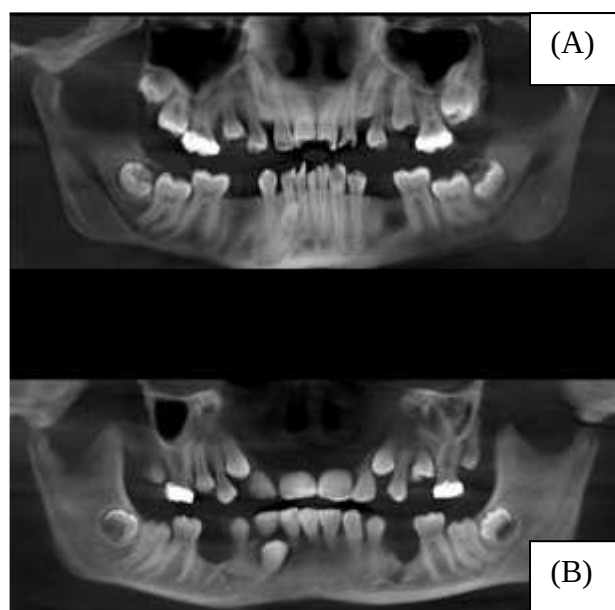


Figure 6 : Reconstructions MPR type panoramique postérieure (A) et antérieure (B), champ moyen 15/9, voxels de 200 μ , , figure issue de [11].

L'imagerie 3D : c'est elle qui correspond au rendu réaliste de l'objet anatomique mobilisable sur l'écran de l'ordinateur. Une multitude d'algorithmes sont actuellement disponibles pour réaliser une imagerie 3D au rendu réaliste de plus en plus sophistiquée. Des outils informatiques permettent d'isoler ou de mixer avec plus ou moins de profondeur et de transparence les éléments anatomiques, les dents, les os, la peau etc...[11].

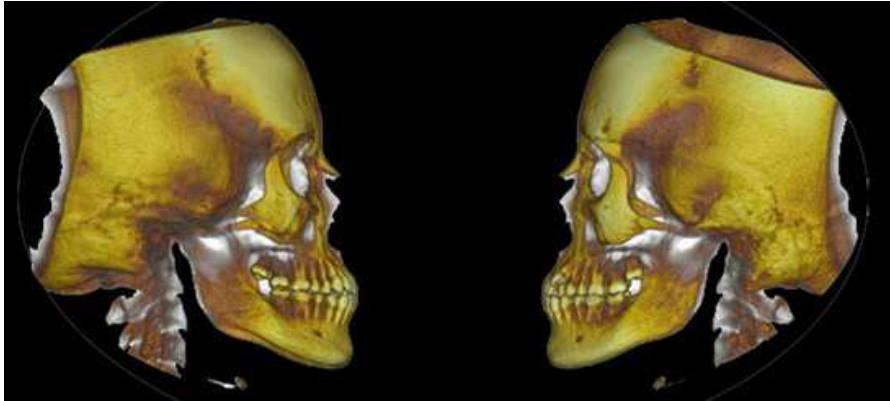


Figure 7: l'objet anatomique est mobilisable sur l'écran de l'ordinateur, figure issue de [11].

Avantages et limites de la tomographie volumique par faisceau conique :

Les avantages de la tomographie volumique numérisée à faisceau conique sont :

- Un voxel isotropique (cubique) contrairement à celui du MDCT qui est anisotropique (parallélépipède rectangle), offrant une meilleure restitution dimensionnelle théorique.
- Une résolution spatiale adaptée à l'os et la dent contrairement au MDCT dont l'éventail des densités est large.
- Une moindre sensibilité aux artefacts métalliques.
- Une restitution des images 1/1, reconstructions 2D et 3D.
- Une faible exposition du patient aux rayons X, conforme au souci de radioprotection [3].

Le prix des machines CBCT et leur coût d'entretien sont dans l'ensemble largement inférieurs à celui des machines MDCT, quoique cette notion soit à tempérer par les performances des appareillages, la gamme des machines disponibles étant très étendue tant en technologie CBCT que MDCT [11].

Les limites de l'imagerie CBCT résident dans :

- L'insuffisance de précision pour l'étude des parties molles en cas de lésion franchissant la limite osseuse, contrairement au MDCT ou à l'IRM.
- Les artefacts gênants avec les appareils « bas de gamme » [3].

- Les artéfacts métalliques si on ne diminue pas leur influence en utilisant des algorithmes mathématiques de reconstruction.
- Les artéfacts cinétiques en cas de mobilisation du patient [12].

iii. Stéréophotogrammétrie

Différentes techniques d'imagerie de surface optique 3D ont été développées au cours des dernières années. Parmi elles, la stéréophotogrammétrie.

Elle se définit comme la mesure des dimensions sur un couple de photographies prises de points différents, et présenté en relief pour effectuer la mesure.

Principe et technique :

Ce procédé d'imagerie est basé sur l'utilisation synchrone de paires de caméras numériques qui capturent simultanément des images de la surface du visage afin de les analyser sous différents angles. Des points correspondants sont identifiés sur la surface du visage en utilisant une triangulation de positions bidimensionnelles dans chaque paire d'images, et les coordonnées 3D sont calculées à partir de ces points. Différentes longueurs d'onde (infrarouge et lumière visible) permettent l'acquisition simultanée de formes géométriques et de données de texture. Le processus stéréo est basé sur un algorithme par corrélation adaptative fondée sur la méthode des moindres carrés. Le temps nécessaire pour saisir une image est de 8ms, et il faut environ une minute pour convertir les données en une image 3D.

La résolution peut atteindre 40 000 points par pouce carré. Les images sont importées et analysées par différents logiciels existant sur le marché [13].

Réalisation de l'examen :

Le patient est assis sur un tabouret réglable et il lui est demandé de regarder un objet situé au centre entre les deux caméras. Des ajustements sont nécessaires pour obtenir une position naturelle de la tête. Cette position permet au patient d'être détendu avec une moindre tension des tissus mous du visage. Cette technique a fait ses preuves quant à sa reproductibilité clinique.

Avantages et limites :

Cette technique permet la représentation en trois dimensions du visage. Elle propose des mesures linéaires, de surface et d'angles de la morphologie faciale, mais aussi des calculs de volume. Elle est intéressante pour l'examen des asymétries, des modifications des tissus mous

dans le temps, ou la surveillance des troubles de la croissance par exemple, et peut être utilisée pour des études longitudinales [13, 14].

La stéréophotogrammétrie se démarque par la fiabilité et la précision de ses mesures et peut être utilisée pour des calculs anthropométriques [13, 14].

Il s'agit d'une méthode non invasive, sans exposition aux radiations qui peut être utilisée en toute sécurité chez l'enfant [13, 14].

Par ailleurs, la rapidité d'acquisition et la facilité d'application font de la stéréophotogrammétrie une technique intéressante à utiliser chez les enfants, limitant les artefacts de mouvement et les distorsions d'image. La coopération demandée au patient reste faible [13, 14].

Elle trouve donc de nombreuses applications en orthodontie, en chirurgie orthognathique et reconstructrice [13].

Les inconvénients de cette technique sont encore le manque d'outils de mesures proposés par les logiciels d'analyse, avec par exemple l'impossibilité de faire des corrections individuelles de points repères [14]. Cette méthode permet l'analyse tridimensionnelle des tissus externes du visage, mais ne permet pas l'étude des tissus internes comme la musculature ou la charpente osseuse.

iv.Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

L'Imagerie par Résonance Magnétique fait appel aux propriétés magnétiques de la matière. Le proton, très abondant dans l'organisme est à la base de l'IRM. L'IRM constitue une cartographie des concentrations en protons des différentes structures, représentées sous forme de niveaux de gris. Le contraste de l'image reflète donc la densité de protons de l'organisme.

Principe :

Les principes de l'IRM reposent sur :

- la *densité protonique*. La réalisation d'une image en IRM repose sur la soumission de l'organisme à un champ magnétique intense de 0.5 à 2 teslas, qui aimante les protons de l'organisme. Seuls les protons aimantés vont participer à l'image. On appelle densité protonique la concentration en noyaux d'hydrogène. La valeur totale de l'aimantation d'un tissu sera alors directement proportionnelle à la densité protonique.
- *T1*. C'est le temps nécessaire pour que l'aimantation globale d'un tissu ait atteint 2/3 de sa valeur définitive (temps de relaxation transversale). On peut classer les tissus en 2 types : les tissus qui s'aimantent rapidement auront une grande quantité de protons aimantés pour

réaliser une image (signal intense), et les tissus à aimantation lente (signal faible). L'aspect de l'image, c'est à dire le contraste sera fonction de la capacité des protons à s'aimanter plus ou moins vite : l'image sera alors dite pondérée en T1. Le gadolinium est un métal des terres rares qui peut être injecté par voie veineuse et qui a pour propriété d'augmenter la vitesse d'aimantation des tissus.

- *T2 aimantés*. Les noyaux d'hydrogène peuvent être excités et recevoir de l'énergie, sous forme de radio-fréquence. A l'arrêt de l'excitation, les protons restituent une partie de l'énergie reçue sous forme d'onde de radio-fréquence, qui est enregistrée en signal électrique. T2 est le temps pendant lequel l'intensité du signal décroît de 2/3 de sa valeur initiale (temps de relaxation transversale). Deux types de tissus se distinguent : les tissus qui émettent longtemps et les tissus à émission courte. L'aspect de l'image ou contraste dépendra également de la capacité à émettre plus ou moins longtemps : l'image sera alors dite pondérée T2.

Pour contraster l'image, l'opérateur fera intervenir les différents facteurs (T1, T2 et ρ). Un examen IRM nécessite une séquence qui montre les anomalies morphologiques (séquences pondérées T1) et une séquence qui permette de dépister au mieux les anomalies de signal (séquences pondérées T2) par rapport aux tissus sains. La description est établie à partir de la notion d'intensité de signal (hyposignal noir sur l'image, hypersignal blanc sur l'image) qui est relative au signal de la structure de référence.

	T1	T2	ρ
eau	Hyposignal : noir	Hypersignal : blanc	Hypersignal : gris
graisse	Hypersignal : blanc	Hyposignal : gris	Hypersignal : blanc
air	Hyposignal : noir	Hyposignal : noir	Hyposignal : noir
corticales osseuses	Hyposignal : noir	Hyposignal : noir	Hyposignal : noir
os spongieux	Hypersignal : blanc	Hyposignal : gris	Hypersignal : blanc
muscles	Hyposignal : gris	Hyposignal : gris	Hyposignal : gris
LCR	Hyposignal : noir	Hypersignal : blanc	Hypersignal : blanc
Substance grise/blanche	SB>SG	SG>SB	SG>SB

Avantages et limites :

L'IRM présente l'avantage d'être un examen non invasif autorisant une imagerie dans les trois directions de l'espace. Sa définition est supérieure au MDCT et le contraste tissulaire est plus élevé. Cet examen est peu réalisable en examen de routine dans le diagnostic orthodontique du fait de son coût et des délais d'attente très importants pour obtenir un rendez-vous.

v.Scanner optique de surface ou scanner laser 3D

Principe :

Les scanners laser 3D permettent l'enregistrement des arcades dentaires en trois dimensions. Ils construisent leurs modèles 3D en combinant plusieurs images 3D d'une section de l'objet prises à des angles différents [15].

Technique :

Tous les scanners optiques de surface mesurent la distance entre la pointe du capteur et l'objet, en utilisant différentes technologies pour convertir les données optiques en un modèle 3D. Certains emploient une projection de bande de lumière et une triangulation active pour générer les images 3D. D'autres utilisent une technique confocale parallèle, ou encore l'échantillonnage du front de l'onde active pour obtenir un modèle 3D de la dentition. Les deux premiers types de scanners lasers 3D cités capturent de simples images en 3D qui sont assemblées avec d'autres images pour composer un modèle 3D complet dans un cycle d'enregistrement court. Après chaque cycle, l'utilisateur peut procéder à la numérisation de la partie suivante de l'objet [15].

Après la procédure de scannage, un cycle de post-traitement est nécessaire pour recalculer l'enregistrement et compenser les éventuelles erreurs, la résultante étant un modèle de haute résolution.

Réalisation pratique :

Certains scanners optiques de surface ont besoin d'une préparation spécifique des dents à analyser avant l'enregistrement, d'autres pas. Il peut par exemple s'agir d'un nettoyage des surfaces dentaires avec une poudre d'oxyde de titane [15].

Avantages et limites :

Les scanners laser 3D permettent de surmonter certaines erreurs associées à la prise d'empreintes conventionnelles à l'alginat et à leurs coulées (tirage, rétraction de prise...) [15].

Cette technique se limite à la sphère endo-buccale.

b) Comparaison des différentes techniques d'acquisition d'imagerie 3D par rapport à leur utilisation en ODF

En orthopédie dento-faciale, c'est le CBCT qui a la balance bénéfices/risques la plus favorable pour le patient.

En effet, les technologies comme la stéréophotogrammétrie ou les scanners optiques de surface sont certes dépourvues d'irradiation mais ne donnent aucune information sur les tissus internes comme les muscles ou les os. Or, l'orthopédie dento-faciale s'attache à traiter une composante esthétique externe (esthétique faciale ou esthétique du sourire), mais a aussi pour but de rétablir l'équilibre musculo-squelettique interne, non décelable par les deux techniques citées précédemment.

L'IRM, quant à elle, permet de visualiser les tissus internes de manière non invasive, mais sa définition des tissus durs reste insuffisante. De plus, son coût très élevé lui donne un rôle de second plan en orthopédie dento-faciale.

La dualité la plus marquée est celle entre le MDCT et le CBCT. A ce jour, le CBCT requiert les faveurs de l'orthopédie dento-faciale comparé au MDCT. En effet, le CBCT est moins irradiant que le MDCT, son coût reste inférieur, sa mise en œuvre est plus aisée et il présente une meilleure résolution spatiale. De plus, il permet en une seule acquisition de visualiser l'ensemble des tissus faciaux internes et externes et évite ainsi de multiplier les clichés radiographiques bidimensionnels. La précision et la qualité des informations apportées par le CBCT le justifient pleinement comme un examen de première intention nécessaire au diagnostic et au plan de traitement orthodontique.

c) Intérêts et perspectives de l'imagerie 3D

C'est principalement la technologie CBCT qui suscite le plus d'enthousiasme dans le domaine odontologique et maxillo-facial. En effet, ses applications sont de plus en plus nombreuses et de plus en plus intégrées à la pratique quotidienne des praticiens. C'est également le mode d'imagerie 3D qui, aujourd'hui, a l'air d'offrir le plus de perspectives pour la sphère oro-faciale.

Les autorités de tutelle, les organismes payeurs et les institutions académiques se sont inquiétées de cet engouement et elles ont demandé des études d'évaluation :

La directive Euratom 97/43 demande aux Etats de veiller à ce qu'un enseignement obligatoire approfondi soit imposé aux spécialités exerçant ou revendiquant une pratique radiologique et d'éviter la prolifération inutile d'équipements radiologiques [2].

L'Académie européenne de radiologie dento-maxillo-faciale (European Academy of Dentomaxillofacial Radiology ou EADMFR), en collaboration avec la Sedentex CT, soutenue par le septième programme-cadre de la Communauté européenne de l'énergie atomique (Euratom), a estimé qu'il était urgent, devant la diffusion rapide de la technique CBCT, d'élaborer des recommandations relatives à la justification, à l'optimisation et aux critères de prescription des examens CBCT, mais aussi de fournir des moyens efficaces de diffusion de ces informations et de formation des utilisateurs [2].

Une évaluation demandée par l'AP HP au CEDIT (comité d'évaluation et de diffusion des innovations technologiques) date de Février 2008. "Le CEDIT considère que cette technologie, qui permet d'obtenir des réponses complètes à certaines questions cliniques fréquentes, présente un intérêt médical du fait notamment du caractère tridimensionnel des images et de l'exposition aux rayonnements ionisants plus faible que celle nécessitée par un MDCT conventionnel. Cependant son évaluation doit se poursuivre, tant dans les disciplines où elle est déjà utilisée (odontologie, stomatologie, chirurgie maxillo-faciale) que dans des applications où son intérêt apparaît vraisemblable mais où elle n'a pas encore été évaluée (otorhinolaryngologie). D'autre part, le CEDIT relève l'intérêt de cette technologie en pédiatrie. Cet acte d'imagerie n'est pas encore pris en charge par l'Assurance Maladie (la Société Française de Radiologie a récemment saisi la HAS pour une évaluation de cet acte). Cette situation doit être prise en compte pour le financement de cette activité; les autorités de tutelle seront interrogées à ce sujet." [11].

Un rapport d'évaluation a été réalisé par l'HAS (Haute Autorité de Santé) et publié en décembre 2009. "Les performances techniques et dosimétriques de l'examen CBCT peuvent permettre de le proposer dans des indications cliniques bien sélectionnées soit pour le diagnostic de pathologies et pour un bilan pré-opératoire, en endodontie, chirurgie buccale et implantaire voire parodontale, quand l'étude des tissus mous n'est pas requise. Dans tous ces cas, des principes fondamentaux de justification et d'optimisation doivent être respectés. Le CBCT ne peut se substituer aux autres examens d'imagerie s'il n'améliore pas la prise en charge des patients et si son intérêt dosimétrique n'est pas démontré. A ce jour, des études supplémentaires sont encore nécessaires pour apprécier l'apport du CBCT dans certaines

indications maxillo-faciales, en orthodontie et ORL. Une formation est indispensable ce qui sous entend en France la mise en place de formations spécifiquement dédiées." [16].

Intérêts de l'imagerie 3D :

L'imagerie 3D apporte des informations diagnostiques supplémentaires par rapport à l'imagerie 2D conventionnelle, notamment dans les domaines de :

- l'implantologie. En effet, ce sont les implantologues qui en pratique odontologique furent les premiers demandeurs d'acquisitions 3D, initialement MDCT et actuellement CBCT. Les performances techniques et biométriques du CBCT sont superposables à celles du MDCT. La dosimétrie réduite et le coût financier réduit du CBCT par rapport au MDCT en font aujourd'hui l'examen de référence devenu indispensable avant tout geste implantaire. Des algorithmes ont été développés et permettent de réaliser, à partir d'une acquisition unique, des données générées et sauvegardées au format DICOM. Des reconstructions dans tous les plans de l'espace, notamment dans l'axe des racines avec étude du site implantaire, et un repérage des éléments anatomiques sont dès lors possibles [11].

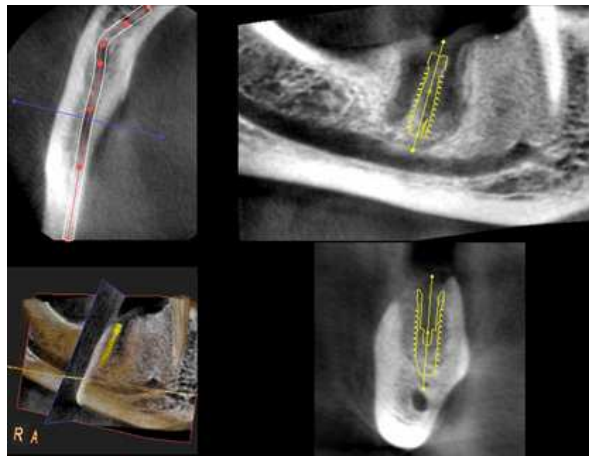


Figure 8: Etude pré-implantaire (image issue de [11])

- l'endodontie. Les compléments d'exams 3D en endodontie nécessitent pour être efficace des machines performantes avec production de petits volumes à petits voxels pour une résolution spatiale maximum. Ces machines performantes étant de plus en plus nombreuses on ne peut envisager qu'une inflation des demandes : recherche d'un canal radiculaire accessoire, d'une micro fracture, d'une lésion apicale etc. ... [11]

- la parodontologie. La réalisation d'un bilan radiologique parodontal complet en imagerie 3D (acquisition CBCT) apporte en quantité et en qualité plus d'informations qu'un bilan radiologique long cône conventionnel en 2D, et ce, pour un coût dosimétrique acceptable. De

plus, contrairement à l'imagerie 2D conventionnelle, l'acquisition 3D permet une visibilité du parodonte sur 360° autour des racines.

- la chirurgie buccale. Un examen radiologique tridimensionnel sera parfaitement indiqué pour visualiser la localisation des troisièmes molaires mandibulaires et leur rapport avec le canal dentaire inférieur. Il sera également utile pour rechercher l'origine dentaire d'une sinusite maxillaire unilatérale ou déterminer l'origine d'une lésion kystique maxillaire (sinusienne, osseuse ou dentaire). Une acquisition 3D pourra faciliter la chirurgie des odontomes. De même, la précision de localisation de canines incluses et l'évaluation de résorptions radiculaires sont plus importantes avec des acquisitions 3D, comparé aux clichés 2D conventionnels (rétro-alvéolaire, film occlusal) [17, 18]. Ces exemples montrent les intérêts et applications multiples qu'apporte l'imagerie 3D dans le domaine de la chirurgie buccale.

- l'occlusodontie et des pathologies de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM). Les lésions traumatiques et dégénératives sont susceptibles de bénéficier d'acquisitions volumiques. Pour des raisons de coût et de dosimétrie on préférera les acquisitions CBCT aux acquisitions MDCT. L'expertise des éléments anatomiques disco-ligamentaires sera, quant à elle, confiée à l'IRM [11].

- l'orthopédie dento-faciale. C'est vraisemblablement en orthodontie que les images 3D à rendu réaliste sont les plus informatives. "La géométrie plane est inapte à l'analyse d'un volume anatomique et à l'étude de sa croissance", postulat du professeur Jean Delaire. De plus, les acquisitions 3D, et notamment le CBCT, sont très utiles pour les traitements orthodontiques chez l'adulte qui sont en plein essor. Il s'agit alors d'une imagerie à visée diagnostique de la charnière crânio-rachidienne, des ATM, des sinus, des fosses nasales, de la filière pharyngo-laryngée, du parodonte, de fenestrations radiculaire ou encore de situations très vestibulaires des apex...A plusieurs reprises des acquisitions CBCT pré thérapeutiques ont permis de mettre en évidence des lésions parodontales et des fenestrations totalement ignorées sur des clichés 2D conventionnels (téléradiographie de profil et panoramique), et contre indiquant la mise en place du matériel orthodontique [11].

- bilan dentaire. La découverte fréquente sur des examens 3D de lésions passées totalement inaperçues sur des clichés panoramiques 2D conventionnels de bonne qualité, montre l'intérêt

des bilans CBCT de première intention, notamment lorsqu'il s'agit de bilans spécifiques comme les bilans dentaires chez un patient diabétique ou les bilans dentaires avant greffe ou avant pose de prothèses valvulaires par exemple.

Perspectives de l'imagerie 3D :

A l'heure actuelle, c'est incontestablement le CBCT qui est la technique de référence en imagerie tridimensionnelle dento-maxillo-faciale. Dans l'avenir, il ne saurait se limiter au seul étage dento-maxillo-facial. En effet, on assiste déjà à ses premières utilisations pour examiner des extrémités osseuses telles que les mains, les poignets, les avant-bras, les pieds, les chevilles ou les genoux [2].

Face à une diffusion de plus en plus large des appareils CBCT au sein des cabinets dentaires, il faudra répondre à un besoin de formation et de compétence diagnostique des praticiens.

1.3 Notion de dose d'irradiation

a) Définitions

Le terme de dose peut exprimer trois concepts :

- l'énergie déposée dans le milieu (dose absorbée),
- la façon dont le tissu est irradié (dose équivalente),
- le risque à long terme pour l'individu (dose efficace).

Dans le domaine de la radioprotection, on utilise des unités du système international (SI) qui sont le gray et le sievert :

le gray (Gy) pour la mesure de la dose absorbée, c'est-à-dire la quantité d'énergie transférée à la matière par l'intermédiaire du rayonnement ;

le sievert (Sv) pour l'équivalent de dose effectif chez l'homme. Cette notion est due au fait que selon leur nature ou leur énergie, les radiations ionisantes sont plus ou moins efficaces pour l'obtention d'un effet donné (on dit que leur efficacité biologique diffère).

b) Radioprotection

Trois règles fondamentales constituent les principes de la radioprotection et sont regroupées dans le principe ALARA (As Low As Reasonably Achievable).

La première est la *Justification des pratiques utilisant des rayonnements ionisants*. L'utilisation des rayonnements ionisants doit être justifiée par les avantages économiques, sociaux ou autres par rapport aux dommages sanitaires susceptibles d'être provoqués. Les

bénéfices doivent être supérieurs aux inconvénients. Ce principe est intégré au code de santé publique : « l'exposition aux rayonnements ionisants doit faire l'objet d'une analyse permettant de s'assurer que cette exposition représente un avantage médical direct suffisant au regard du risque qu'elle peut présenter et qu'aucune technique d'efficacité comparable comportant de moindres risques ou dépourvue d'un tel risque n'est disponible. » Article 1333-56 du Code de Santé Publique.

La seconde est l'*Optimisation* de la radioprotection. L'exposition des individus et des populations doit être maintenue au niveau le plus bas que l'on puisse atteindre compte tenu des facteurs économiques et sociaux. Il s'agit d'obtenir la qualité d'image qui apporte l'information médicale recherchée moyennant la dose la plus faible.

La troisième est la *Limitation des doses individuelles*. Le cumul des doses reçues par une même personne ne doit pas dépasser les limites réglementaires (1 mSv par an pour le public, 20 mSv par an pour les travailleurs).

c) Responsabilité médicale

Il n'y a pas de limite de dose au patient, tant que le bénéfice est supérieur au risque. C'est le médecin qui réalise l'acte qui en est responsable (décret n°2033-270 du 24 mars 2003 et code de la Santé Publique) [19].

d) Ordre de grandeur de l'exposition

	Rétro numérique	Rétro analogique	Pano	CBCT	MDCT
Gamme de doses efficaces (μSv)	1 [0.2 - 2]	2.5 [1 - 8]	15 [4 - 30]	70 [5 - 550]	700 [400 - 1000]
Equivalent en clichés numériques	1	2.5	15	70	700

Figure 9: tableau basé sur le document 2007 de la CIPR (Commission internationale de Protection Radiologique)

1.4 Céphalométrie et superpositions en ODF

Malgré les limites de l'imagerie et de la céphalométrie 2D, les téléradiographies et l'orthopantomogramme restent les clichés les plus courants de l'examen radiographique orthodontique. Ils ont pour but de mettre en évidence toute pathologie ou toute déviation par rapport à la normale ; d'évaluer la croissance, de planifier le traitement, d'évaluer les résultats d'une thérapeutique ou les effets de la croissance, de noter la présence d'asymétries, de mettre

en évidence des agénésies ou a contrario des germes dentaires surnuméraires, d'évaluer la santé parodontale et sinusienne. Progressivement, l'imagerie tridimensionnelle augmente sa popularité dans la pratique orthodontique et pourrait, à moyen terme, supplanter l'imagerie 2D conventionnelle...

a) Analyses céphalométriques 2D : intérêts et limites

En ODF, le diagnostic d'une dysmorphose s'établit à la suite d'un examen clinique et d'une étude céphalométrique. La céphalométrie, qui appartient à la biométrie, représente l'ensemble des procédés de mensuration de la tête, que ce soit sur des photos ou des téléradiographies de profil. Afin de quantifier l'importance de ces dysmorphoses, des mesures angulaires et linéaires sont recherchées à partir de plans de référence. Ils servent de plans de base à partir desquels le raisonnement définit des déviations signant la présence et l'importance d'une dysmorphose.

Intérêts :

Les analyses céphalométriques 2D permettent :

- la comparaison de clichés d'un même sujet à des temps différents (étude longitudinale) ou les clichés de sujets différents (étude transversale).
- une aide au diagnostic : apprécier l'importance des dysmorphoses.
- une aide lors de l'établissement du plan de traitement : certaines analyses définissent un plan de traitement (STEINER, TWEED, RICKETTS (VTO)).
- de regrouper les dysmorphoses par catégories et permettre un langage commun et universel.
- une valeur pronostic : sens vertical FMA, GoGn / SN, sens sagittal : AoBo.
- un contrôle de la mécanique et des objectifs de traitement au cours du traitement et en fin de traitement.
- Une prévision des résultats après une intervention chirurgicale : les analyses de COBEN et DELAIRE permettent la localisation des dysmorphoses. Il existe aussi une VTO chirurgicale.

Limites :

Les analyses céphalométriques sont basées sur l'hypothèse d'une superposition parfaite des côtés droit et gauche sur le plan sagittal médian. Or, cette observation est peu fréquente parce que la symétrie faciale est rare et qu'il y a un déplacement relatif des images des côtés droit et

gauche liés à leur différence de distance par rapport au film [9]. Il est donc difficile et moins fiable de mesurer des asymétries sur des images en deux dimensions que sur des acquisitions 3D [20, 21].

Ensuite, la récolte manuelle des données et les procédés d'analyses céphalométriques ont montré leur faible reproductibilité et précision. Beaucoup d'erreurs sont liées à l'ambiguïté de localisation de repères anatomiques de part le manque de contours bien définis et les zones d'ombre existantes [22]. L'identification de points repères est une source importante d'erreur en céphalométrie [9, 23]. Ainsi, la qualité des mesures linéaires et angulaires est plus fiable avec des outils de mesures 3D qu'avec des méthodes 2D conventionnelles [24-26].

La représentation céphalométrique bidimensionnelle de structures cranio-faciales tridimensionnelles ne permet pas de répondre aux questions concernant les mécanismes des effets thérapeutiques de la croissance [27]. L'évaluation quantitative et qualitative des déplacements chirurgicaux est limitée par les techniques bidimensionnelles [28].

b) Analyses céphalométriques 3D : intérêts et limites

L'évolution des techniques d'imagerie introduit la possibilité d'une imagerie 3D biométrique à laquelle les orthodontistes aspirent depuis toujours.

En France, le Dr Treil et ses collaborateurs du service d'orthopédie-dento-faciale de Toulouse ont réalisé une analyse céphalométrique 3D, à partir d'un examen MDCT céphalique ou d'un CBCT, en s'inspirant de la théorie neuro-matricielle de Moss [4]. Elle permet une lecture parfaite de l'architecture maxillo-faciale globale et est basée sur l'identification de quatorze repères liés à l'axe trigéminale [29].

Principes généraux :

L'imagerie 3D.

Le point de départ est une acquisition 3D de type MDCT ou CBCT. Les données au format DICOM sont alors traitées par les logiciels de la gamme Cépha. Les repères trigéminaux sont sélectionnés et les structures dentaires sont identifiées et fragmentées grâce à C2000. Cépha 3DT assure en suivant la biométrie et délivre les mesures linéaires, angulaires, surfaciques et volumiques [29].

Les points-repères.

Les repères anatomiques liés aux trajets trigéminaux et utilisés pour cette analyse sont :

- les deux foramina supra-orbitaires
- les deux foramina infra-orbitaires
- les deux foramina mentonniers
- les deux têtes des marteaux
- les deux foramina grands palatins
- les deux foramina mandibulaires
- l'orifice inférieur et l'orifice supérieur du canal naso-palatin

La matrice d'inertie.

Les structures dentaires sont identifiées, fragmentées et labélisées par seuillage des niveaux de gris et par une méthode semi-automatique. Le logiciel peut alors connaître pour chaque dent les pixels qui lui sont attribués. Il peut, de même, calculer le volume global ou la masse globale, le centre d'inertie et les axes principaux d'inertie ou afficher une reconstruction [29].

La position de la dent est parfaitement identifiée par les coordonnées de son centre d'inertie et l'orientation de ses axes d'inertie, particulièrement de l'axe principal correspondant à l'axe corono-radulaire. Le repérage de la position de la dent se fait dans sa globalité et non simplement par la position de sa couronne. Ceci permet d'apprécier le torque de la dent selon son axe corono-radulaire [29].

Les repères de référence.

Deux repères de référence sont utilisés, un repère architectural et un repère alvéolo-dentaire.

Le repère architectural orthonormé direct de référence est centré sur le milieu des infra-orbitaires, son axe Ox est orienté de l'infra-orbitaire droit à l'infra-orbitaire gauche, l'axe Oy s'appuie sur la ligne joignant les têtes de marteaux droite et gauche et est orienté d'arrière en avant, l'axe Oz perpendiculaire aux deux autres est orienté vers le bas [29].

Le repère alvéolo-dentaire est basé sur le calcul des matrices centrales d'inertie des arcades maxillaire et mandibulaire, ce qui définit les centres de gravité d'arcade, les plans d'arcade, les axes principaux d'arcade. Le plan bissecteur des plans d'arcade ou pseudo-plan d'occlusion est également déterminé par le logiciel. Ce dernier trace la courbe de régression des centres de gravité de chaque dent, ce qui définit la courbe d'arcade [29].

Il existe au maxillaire trois étages d'étude : charpente maxillaire et plancher orbitaire, base maxillaire et arcade maxillaire. A la mandibule, il n'existe que deux niveaux : charpente et base mandibulaire (confondues par leurs repères antérieurs), et arcade mandibulaire [29].

Intérêts :

La céphalométrie tridimensionnelle a plusieurs avantages, comme :

- La prise en compte rigoureuse du sens transversal.
- La précision inégalée pour les mesures antéro-postérieure et verticale.
- La détermination des volumes dentaires, de nouveaux coefficients d'ancrage, du torque et du tipping de chaque dent.
- L'analyse précise et quantifiable des compensations dentaires naturelles en cas de dysmorphose.
- Le calcul du volume, de l'orientation ou même de la matrice d'inertie d'un muscle permettant des corrélations avec les données céphalométriques squelettiques ou électromyographiques.
- Un meilleur diagnostic des asymétries et leur origine.
- Une étude des déséquilibres volumiques et leur lien avec l'architecture faciale [29].

Limites :

Les limites de la céphalométrie tridimensionnelle résident, de nos jours, dans la faible diffusion des appareils d'acquisition 3D, notamment des CBCT grand champ, au sein des cabinets d'orthodontie.

De plus, les orthodontistes, les chirurgiens-dentistes ou les chirurgiens maxillo-faciaux sont encore insuffisamment formés pour permettre une utilisation optimisée de cette analyse 3D.

Enfin, cette céphalométrie tridimensionnelle est inadaptée dans les cas de grande dysmorphie affectant la base de crâne.

c) Superpositions 2D : intérêts et limites

i. Intérêts

Les superpositions 2D trouvent leur premier intérêt en recherche clinique, dans l'étude de la croissance. Elles permettent de mettre en évidence la constance du schéma facial (Broadbent,

Brodie), les types morphologiques du schéma facial (Ricketts, Schudy, Sassouni, Opdebeeck) ou les rotations de croissance (Björk, Skieller, Dibbets).

Les superpositions 2D présentent aussi un intérêt clinique. En effet, avant le traitement, elles sont utilisées pour faire des prévisions de croissance. En cours de traitement, elles servent à effectuer des réévaluations (contrôle de la réalisation des objectifs fixés et corrections éventuelles). En fin de traitement, elles permettent de définir si les objectifs dentaires, squelettiques et esthétiques ont été atteints. De plus, en période de contention, les superpositions 2D mettent en évidence la stabilité du traitement.

ii.Limites

Les limites des superpositions 2D sont dans un premier temps liées aux limites des téléradiographies 2D citées précédemment.

Dans un second temps, on retrouve des erreurs liées à des difficultés techniques. Pour limiter ce risque d'erreurs, il est nécessaire que les différents films à comparer aient été pris dans les mêmes conditions, c'est-à-dire même installation, même opérateur, même mode de développement. En outre, il faut qu'il y ait un intervalle de temps suffisant entre 2 films.

Par ailleurs, les superpositions 2D trouvent des limites dans la difficulté de repérer certains points ou structures de référence. L'opérateur doit avoir une bonne connaissance de l'anatomie clinique et radiologique. Pour pouvoir les comparer entre eux, les tracés doivent être réalisés par le même praticien. En effet, il existe une grande marge d'erreur entre différents opérateurs. Certains points sont plus difficiles à trouver et tous les films ne présentent pas en même temps un repérage facile de toutes les structures qui doivent être enregistrées.

Ensuite, le choix du point d'enregistrement et du plan de superposition est un choix subjectif. Choisir un point d'enregistrement revient à immobiliser arbitrairement ce point, alors qu'en réalité il n'existe aucun point fixe. Ce choix privilégie une direction de croissance et ne reflète pas forcément la réalité. SVED a montré que l'on peut tirer des superpositions des conclusions qui peuvent être contradictoires. Choisir une ligne de superposition implique également une ligne de croissance privilégiée : SNa avec Na enregistré, Na avance mais ne peut descendre ni monter, alors qu'avec d'autres lignes de superposition, la croissance se ferait en bas et en avant.

Ainsi, l'orientation et la situation de la ligne de superposition tout comme la situation du point d'enregistrement influencent de manière géométrique, donc directe, la direction et même l'intensité des mouvements observés.

Enfin, le problème de stabilité du massif facial est un facteur limitant des superpositions 2D. En effet, le massif facial évolue au cours de la croissance dans ses dimensions et dans ses proportions. Les rapports positionnels des pièces squelettiques qui le constituent se modifient. Cette transformation résulte de l'activité appositionnelle de certaines zones fertiles (sutures et cartilages secondaires) et du modelage périosté. La croissance différentielle en rythme et en intensité des différentes parties explique que leurs déplacements ne soient pas homothétiques.

d) Recalage 3D : une méthode d'avenir ?

Pour évaluer les modifications liées à la croissance ou au traitement, il est nécessaire de superposer les céphalogrammes successifs sur une structure stable. En céphalométrie bidimensionnelle, la base du crâne est souvent utilisée pour les superpositions parce que les changements qu'elle subit après le développement cérébral sont mineurs. Toutefois, sur les téléradiographies de profil et de face, les points de repère basicrâniens sont peu fiables [23]. D'ici est née l'idée de trouver une nouvelle méthode de superposition tridimensionnelle, encore appelée « recalage tridimensionnel ».

Cette méthode permettrait de s'affranchir des limites de l'imagerie bidimensionnelle et serait dès lors, quantitativement et qualitativement plus précise que les superpositions 2D conventionnelles [28]. Des superpositions bidimensionnelles, les orthodontistes passeraient alors aux superpositions tridimensionnelles...

DEUXIEME PARTIE : REVUE DE LA LITTERATURE SCIENTIFIQUE

1. Recherche bibliographique

1.1 Constitution de la base de données

La recherche a été effectuée à partir de la base de données Medline. Les articles concernant le sujet ont été récoltés jusqu'au 31 juillet 2012. Quatre types de recherche ont été effectués avec différents mots clé :

La première comportait deux mots : « registration orthodontics ». Il apparaissait alors 202 articles. Après lecture des résumés et tri, seuls 27 articles correspondant au sujet ont été sélectionnés. Ces articles datent de janvier 2002 à juillet 2012.

La seconde s'est effectuée avec les mots clé suivant : « CBCT superimposition orthodontics ». 27 articles étaient alors disponibles et 24 ont été gardés pour notre étude. Le plus ancien datant de novembre 2005 et le plus récent de juillet 2012.

La troisième recherche avait pour mots clé : « three dimensional registration orthodontics ». Un total de 41 articles apparaissait avec ces mots clé dont 23 correspondaient réellement au sujet. Ces articles dataient de juillet 2004 à septembre 2011.

La quatrième s'intitulait : « three dimensional superimposition orthodontics ». 51 articles étaient disponibles et 43 d'entre eux ont été conservés. Leurs dates de publication allaient de 1989 à novembre 2011.

En tenant compte des doublons des différentes recherches, un total de 69 articles était disponible pour le sujet.

Ces articles ont été publiés dans 24 revues différentes et notamment dans l'American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics (19 articles de cette recherche en sont issus).

On dénombre 26 articles relatant la mise en place d'une méthode de recalage, 17 études prospectives, 17 études rétrospectives, 6 études comparatives, 2 papiers d'information et 1 étude pilote.

2. Synthèse des résultats

2.1 Les différents recalages

Il existe trois types de recalage :

- le recalage dit « rigide »
- le recalage dit « élastique »
- et le recalage appelé « mixte ».

a) Rigide

Le recalage rigide a pour but de déterminer la transformation spatiale à appliquer à une image, afin d'associer chaque pixel d'un volume à son point homologue dans un autre volume. Il n'y a pas de déformation de l'image, seuls des rotations, des translations et des changements d'échelle sont possibles comme transformations spatiales.

Il faut considérer l'image comme un objet « rigide ». Ainsi, on doit respecter la structure de l'image et pour ce, on va combiner les opérations suivantes :

- rotation 3D
- translation 3D
- et changement d'échelle 3D.

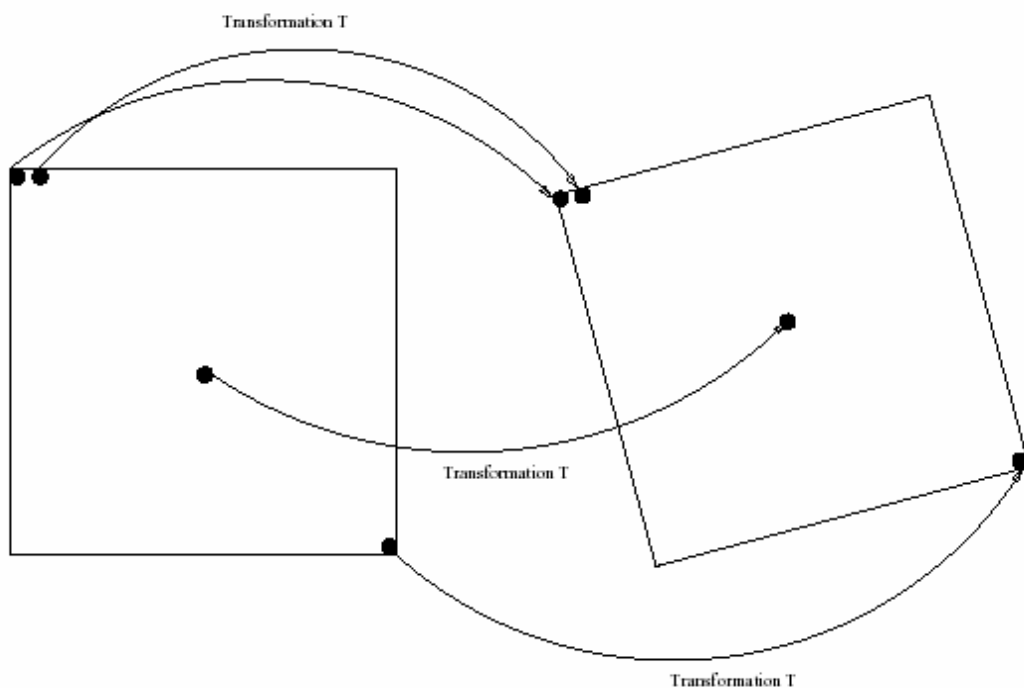


Figure 10: Schéma des transformations de base appliquées pour le recalage rigide, issu de [30]

Les rotations se font autour des trois axes et à partir du centre de l'image. La transformation d'un point $P(x,y,z)$ en $P'(x',y',z')$ s'exprime par :

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \lambda & 0 & 0 \\ 0 & \lambda & 0 \\ 0 & 0 & \lambda \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \gamma \cos \alpha & -\cos \gamma \sin \alpha & \sin \gamma \\ \sin \theta \sin \gamma \cos \alpha + \cos \theta \sin \alpha & -\sin \theta \sin \gamma \sin \alpha + \cos \theta \cos \alpha & -\sin \theta \cos \gamma \\ -\cos \theta \sin \gamma \cos \alpha + \sin \theta \sin \alpha & \cos \theta \sin \gamma \sin \alpha + \sin \theta \cos \alpha & \cos \theta \cos \gamma \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x - C_x \\ y - C_y \\ z - C_z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} t_x + C_x \\ t_y + C_y \\ t_z + C_z \end{pmatrix}$$

avec λ le facteur d'échelle, θ l'angle de rotation autour du vecteur i , γ l'angle de rotation autour du vecteur j , α l'angle de rotation autour du vecteur k , $C(c_x, c_y, c_z)$ le centre de rotation et $T(t_x, t_y, t_z)$ la translation.

Ainsi, on cherche comme paramètres [30] :

- les 3 angles de rotation θ , γ et α
- le centre de rotation $C(c_x, c_y, c_z)$
- la translation $T(t_x, t_y, t_z)$
- le facteur d'échelle λ

Dès 1998, Kawamata et al utilisent une méthode de recalage rigide pour visualiser les déplacements des condyles après ostéotomie mandibulaire sagittale [31]. En 2003, Miller et al utilisent les possibilités de translation et de rotation du recalage rigide pour évaluer la précision de la technologie Invisalign® [32]. Trois années plus tard, Cevitanes et al se servent du recalage rigide pour imaginer une méthode de superpositions qui ne dépende ni de points sélectionnés, ni de plans repères contrairement aux méthodes de superpositions conventionnelles [33]. En 2009, cette même équipe évalue cette méthode sur des patients en croissance [34], et publie cette nouvelle technique de superposition de données tridimensionnelles [23]. La même année, Grauer et al communiquent sur les différentes applications du CBCT et notamment sur le recalage par rotation ou translation des données 3D [35]. En 2010, Cevitanes et al réitèrent leur méthode pour mettre en évidence les modifications des tissus mous du visage liées à la croissance ou au traitement orthodontique [36]. L'année suivante, ils l'appliquent à l'étude des asymétries mandibulaires [37]. En parallèle, Motta et al utilisent une méthode de recalage rigide pour évaluer les changements de position et le remodelage des rami, des condyles et du menton après chirurgie d'avancée mandibulaire [38]. Kim et al, tout comme Almeida et al, s'attachent, quant à eux, aux modifications des tissus mous au niveau de la face après chirurgie d'avancée mandibulaire et selon la hauteur du trait d'ostéotomie [20, 39]. Ensuite, Kim et al étudieront avec cette méthode de recalage rigide les modifications de position de mini-implants après une rétraction incisivo-canine en masse [40]. Toujours en 2011, Park et al appliquent le recalage rigide pour l'évaluation des changements de la morphologie maxillaire et nasale après une chirurgie bi-maxillaire [41] et la quantification du remodelage des têtes condyliennes [42]. En 2012, Kim

et al publient à nouveau et cette fois-ci évaluent les déplacements inter-segmentaux après une chirurgie de recul mandibulaire en fonction du système de fixation utilisé [43]. Enfin, Park et al donnent suite à leur précédente étude en comparant les changements des tissus mous de la partie moyenne du visage après une ostéotomie de recul mandibulaire couplée ou non à une augmentation paranasale [44].

Le recalage rigide est le type de recalage qui revient le plus fréquemment dans les études relatives à la sphère oro-maxillo-faciale.

b) Elastique

En ayant des caractéristiques d'élasticité, un objet se déforme, d'une façon bien définie, sous l'action de charges externes. Un matériau élastique revient à son état initial lorsqu'on le décharge. Les efforts extérieurs appliqués à l'objet déformable peuvent être ponctuels ou distribués sur une ligne, sur une surface ou dans le volume de l'objet. Ainsi, les efforts peuvent être connus en certains points et inconnus en d'autres.

En mécanique des solides déformables, on considère quatre critères : les charges appliquées, les contraintes, les déformations et les déplacements.

Ces quatre champs décrivent la sollicitation interne du solide.

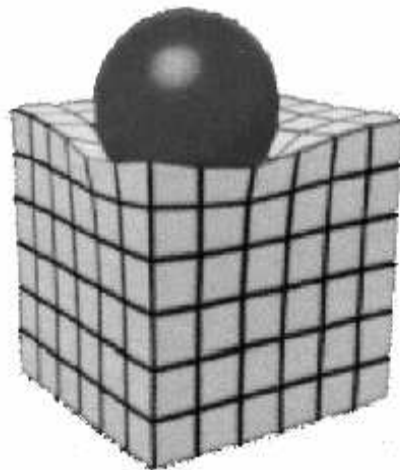


Figure 11: « Objet déformable soumis à une charge externe », issue de [30].

Il existe deux grands types d'élasticité :

- l'élasticité linéaire,
- l'élasticité non-linéaire

L'élasticité linéaire concerne surtout les petites déformations proportionnelles à la sollicitation. Les déformations sont proportionnelles aux contraintes. Avec la présence des grandes déformations, on peut recourir à l'élasticité non-linéaire. 2008_Thèse recalage Irit

Le principe du recalage élastique est qu'on plonge l'image (ou le corps élastique) dans une grille uniforme. On cherche alors à trouver les déplacements des sommets, appelés aussi déplacements nodaux, à partir de la force externe ou plutôt la force de similarité tout en tenant compte de la caractéristique élastique de l'image. À partir de ces déplacements nodaux, on peut calculer la déformation de tout point de l'image [30].

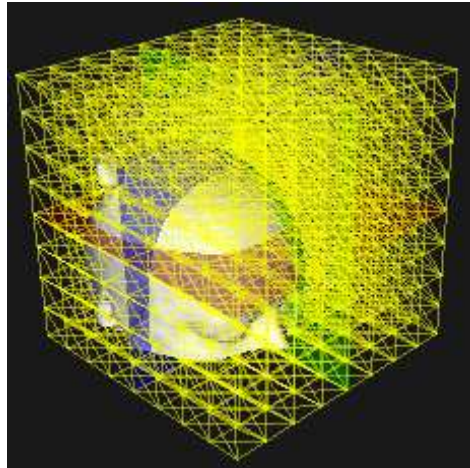


Figure 12: « Image plongée dans une grille uniforme », issue de [30]

Seulement un auteur de notre recherche bibliographique évoque le recalage élastique pour expliquer que cette méthode est encore peu applicable dans le domaine de la recherche clinique odontologique et maxillo-faciale : « Les deux obstacles pour l'utilisation clinique à grande échelle des enregistrements non rigides (élastiques et déformables) sont représentés par le coût computationnel et les difficultés de quantification dans la mesure où les modèles 3D sont déformables. Toutefois, pour évaluer des modifications dans le temps, l'enregistrement rigide est acceptable » [23].

c) Mixte

À partir du résultat du recalage rigide, on peut constater que les deux images sont globalement appariées, mais en observant à l'intérieur de celles-ci, certaines déformations locales sont encore requises. C'est alors que l'on aura recours au recalage mixte. En effet, le recalage mixte fait appel aux deux techniques de recalage précédemment citées : le recalage rigide associé au recalage élastique.

En 2011, dans leur analyse des voies aériennes chez l'adulte, Stratemann et al ont fait appel au recalage mixte. En effet, pour pouvoir comparer différents patients entre eux, ces auteurs ont d'abord eu recours à une transformation non rigide. Pour des questions de difficultés

techniques, ils ont comparé des vues latérales et frontales des voies aériennes (surfaces) de manière séparée. Ils ont choisi une surface de référence qui correspondait au modèle de surface d'un patient considéré comme entrant dans la moyenne. Cette surface de référence a été transformée de manière élastique à l'intérieur de chaque surface individuelle pour fournir un ensemble de surfaces de topologie identique pour chaque patient avec le même nombre de nœuds, et ainsi permettre leur comparaison. Ensuite, après sélection de points repères, une méthode de transformation rigide a permis d'aligner et de recalcr les différentes surfaces à étudier [45].

2.2 Les différents outils d'acquisition des données 3D

Il est possible de recalcr des données 3D issues du même type d'acquisition ou d'acquisitions différentes. Par exemple, on peut réaliser le recalcr de données 3D issues de deux acquisitions CBCT différentes, tout comme le recalcr de données 3D issues d'une acquisition CBCT et d'une acquisition IRM.

Dans cette revue bibliographique, cinq types d'appareil d'acquisition d'images tridimensionnelles sont cités et présentés ci-dessous.

a) Medical Computerized Tomography (MDCT)

Le MDCT permet l'acquisition d'images en trois dimensions et a été utilisé par plusieurs auteurs pour superposer des données 3D entres-elles. Néanmoins, l'outil MDCT n'apparaît pas comme le plus usité dans le domaine oro-facial. En effet, seuls quatre auteurs ont eu recours à cette technique certainement en raison de ses inconvénients (artéfacts métalliques, coût, irradiation...).

La première équipe à avoir utilisé le MDCT pour recalcr des données tridimensionnelles est l'équipe de Kawamata et al en 1998. L'appareil MDCT était un Highspeed Advantage® et un X-Vision® (Toshiba®) et l'épaisseur de coupe des reconstructions d'image était de 1 ou 2mm [31]. En 2004, Nkenke et al essaient de superposer des données 3D acquises par MDCT et par laser optique de surface [46]. Puis Lübbers et al ont recours au MDCT pour comparer différentes méthodes de recalcr, n'hésitant pas non plus à le coupler avec d'autres techniques d'imagerie 3D (scanner optique, CBCT, IRM). Il s'agit alors d'un MDCT haute résolution (Siemens Somaton Sensation 16®) avec une résolution de 0,39mm/pixel et une épaisseur de coupe de 0,75mm [47, 48]. Liu et al utilisent quant eux le MDCT Light Speed

plus (16-flow helical CT) pour leurs études [22, 49]. Enfin, Lin et al ont recours au MDCT pour évaluer la croissance et la réponse à un appareil fonctionnel fixe chez le chien [50].

b) Cone Beam Computed Tomography (CBCT)

Le CBCT est la technique d'acquisition d'images tridimensionnelles la plus fréquemment utilisée pour effectuer des recalages de données 3D en orthodontie. Dans notre étude, 20 auteurs principaux différents ont recours au CBCT. Ceci dit, cette donnée est à tempérer avec le fait qu'il s'agit souvent de mêmes équipes d'auteurs.

Les premiers à utiliser le CBCT pour du recalage 3D en 2005 sont Cevitanes et al. Cette même équipe réitère des publications en 2007, 2009, 2010 et 2011 [23, 34, 36, 37, 51]. Ils ont choisi d'utiliser un CBCT haute résolution (NewTom9000® puis NewTom3G®) pour ces avantages en terme de coût et d'irradiation par rapport à l'IRM ou au MDCT [23, 34, 36, 37, 51]. D'autres auteurs comme Grauer, Motta, Carvalho, Almeida collaborent avec Cevitanes et utilisent le même protocole que ce dernier [20, 28, 35, 38, 52]. Une autre équipe est fréquemment citée et utilise le CBCT pour acquérir des données 3D susceptibles d'être superposées. Il s'agit de l'équipe de Kim, Park et al. Le matériel d'acquisition est un CBCT DCT Pro® [39-44]. Huntjens et al optent quant à eux pour le 3D Accuitomo® [53], Nada et al choisissent le i-CAT® 3D Imaging System [54], El-Beialy et al se servent du CBCT Galileos® [55] ou encore Stratemann et al ont recours au NewTom QR DVT 9000® et au CB Mercuray® [45]. Cette liste n'est pas exhaustive et d'autres auteurs principaux comme Lin, Mah, Tai, Choi, Jacquet, Lübbers, Kober ou plus récemment Bolandzadeh ont aussi utilisé le CBCT à des fins de recalage d'images tridimensionnelles [48, 50, 56-61].

c) Stéréophotogrammétrie

La stéréophotogrammétrie est une technique d'acquisition d'images 3D qui revient à plusieurs reprises. Elle est essentiellement utilisée pour mettre en évidence des modifications au niveau externe, c'est-à-dire au niveau des tissus mous du visage. Elle présente l'avantage d'être non irradiante et d'être facile d'emploi, d'où sa place dans le recalage tridimensionnel.

Cakirer et al sont les premiers à exploiter la stéréophotogrammétrie pour analyser le devenir de chirurgies orthognathiques en 2002 [62]. Naftel et al leur emboîteront le pas en 2004 [63], mais il faudra attendre 2009 pour voir cette technique d'acquisition d'images 3D se développer. La plupart des auteurs utilisent le 3dMDface System®, comme c'est le cas de

Seager et al, de Kau et al, de Incrapera et al ou de Paula et al [13, 64-67]. D'autres systèmes de stéréophotogrammétrie sont cités comme le Minolta VI-900® [65] ou le DSP 400© imaging system [14]. En outre, Bolandzadeh et al ont utilisé des acquisitions par stéréophotogrammétrie pour les coupler avec des acquisitions CBCT, afin d'allier une meilleure définition des tissus mous tout en visualisant les tissus durs [61].

d) Scanner optique de surface ou scanner laser 3D

Le scanner optique de surface est, avec le CBCT, un moyen d'acquisition d'images 3D fréquemment utilisé pour faire du recalage 3D. Ses applications se limitent des reliefs externes ou à la digitalisation de modèles d'étude en plâtre. Seules les surfaces extérieurement visibles sont enregistrables et il n'est possible de recalcr que les couronnes dentaires ou les surfaces palatines par exemple. Dès lors, nombreuses sont ces applications pour tout ce qui a trait au mouvement dentaire, sans tenir compte des mouvements radiculaires.

C'est dès 1989 que Yamamoto et al ont utilisé cette technologie qui prenait à peine naissance pour étudier le mouvement dentaire par superposition d'images acquises durant un traitement orthodontique [68]. C'est ici la toute première initiative de recalage de données tridimensionnelles en orthodontie. Ce n'est que treize années plus tard que de nouvelles études faisant appel à cette technologie apparaissent. Ainsi, en 2002, Hayashi et al se servent du scanner de surface 3D (du type VMS-150RD®) pour là encore analyser les déplacements dentaires au cours d'un traitement orthodontique [69]. La même année, Ismail et al ont recours au scanner optique de surface pour cette fois-ci enregistrer des images 3D de la face des sujets [70]. L'année suivante, Moss, de la même équipe qu'Ismail, renouvellera l'expérience avec le MGI system® [71]. Les autres études resteront dans l'optique d'analyser les mouvements des couronnes dentaires [32, 72-75] et utiliseront des scanners laser de surface tels le VMS-150RD® [76] ou de la même firme le VMD-25® [77], le INUS dental scanning solution® [78], le VIVID 910i® [79], le scanner Orapix 3D® [80, 81], le LPX-1200® [82], ou encore ATOS optical scanner® [83]. Pour pallier au manque de données concernant les structures internes, Nkenke et al allieront acquisitions MDCT et acquisitions par scanner optique de surface [46].

e) Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

Dernière méthode d'acquisition d'images tridimensionnelles, l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est une technique peu usitée dans le domaine orthodontique et dès lors peu

exploitée en matière de recalage 3D. Seules deux études en font part et couplent systématiquement l'acquisition IRM à un autre type d'acquisition 3D. La première est celle de Lin et al en 2008 qui cherchent à recaler des images 3D issues d'un MDCT et d'une IRM afin d'obtenir une reconstruction tridimensionnelle précise des articulations temporo-mandibulaires (ATM) [84]. La seconde, la plus récente, évoque l'IRM comme technique d'acquisition d'images 3D pouvant apporter des informations complémentaires à une acquisition par scanner laser 3D [48]. Néanmoins, l'IRM reste peu appropriée pour le recalage 3D, excepté pour une analyse du positionnement dans le temps du disque de l'ATM.

2.3 Les différentes méthodes de recalage

Tous les auteurs n'utilisent pas la même procédure pour recaler des données 3D. Ainsi, on peut distinguer deux types de méthodes de recalage : une méthode se basant sur la sélection de points, de plans ou de surfaces repères et une méthode se basant sur une reconnaissance des niveaux de gris entre les voxels des deux acquisitions à recaler. De plus, on peut également classer ces méthodes selon leur procédure automatisée ou non et selon le type de logiciels utilisés.

a) Le recalage 3D par points, par plans, par surfaces

Le recalage 3D par sélection de points, de plans ou de surfaces de référence pour la superposition des données est la méthode utilisée la plus ancienne [68].

On distingue deux manières de procéder différentes : les points de référence peuvent être des repères ajoutés sur les éléments à enregistrer ou alors, les référentiels sont des marqueurs anatomiques.

Marqueurs non anatomiques ajoutés :

La première méthode, celle faisant appel à l'adjonction de repères non anatomiques et enregistrables lors de l'acquisition tridimensionnelle, est la moins usitée. Uechi et al utilisent des marqueurs de référence placés sur une gouttière occlusale avant l'acquisition 3D et des marqueurs placés sur les modèles au niveau des bases maxillaire et mandibulaire pour pouvoir superposer deux acquisitions avant et après chirurgie orthognathique [76].

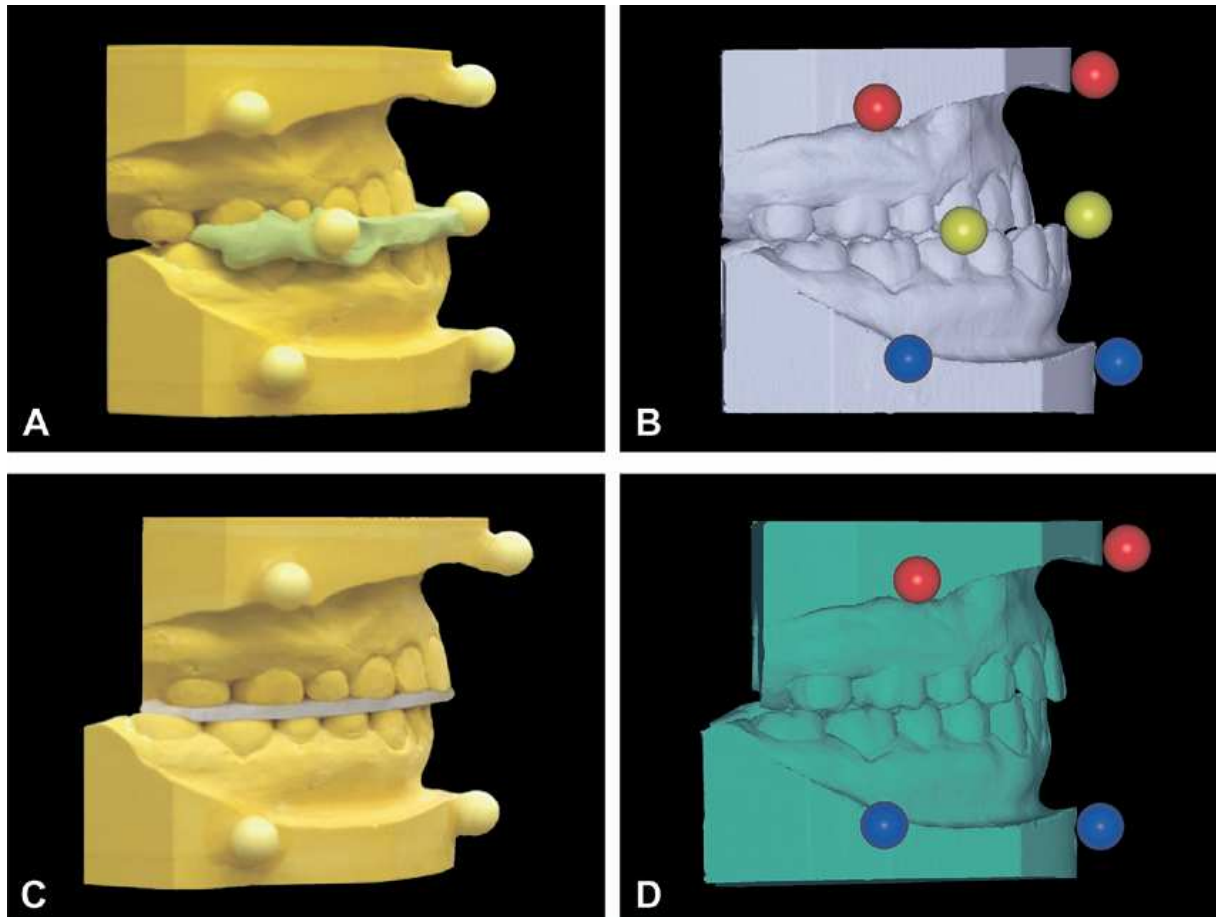


Figure 13: Acquisition des données et reconstruction des modèles dentaires en 3D avant chirurgie (A et B) et après chirurgie (C et D). A et C, modèles en plâtre; B et D, modèles virtuels avec marqueurs repères. Trois marqueurs repères sont attachés aux bases maxillaire et mandibulaire des modèles [76].

En 2011, sur des modèles squelettiques, El-Beialy et al placent six repères métalliques avant de procéder à l'acquisition CBCT. Ces marqueurs facilement repérables serviront de références pour effectuer les superpositions [55].

Marqueurs anatomiques :

La seconde méthode faisant appel au repérage de marqueurs anatomiques est beaucoup plus répandue. Elle est basée sur un principe repris par l'ensemble des auteurs : les marqueurs anatomiques doivent être des points ou des surfaces stables (non modifiés par la croissance ou la thérapeutique), facilement identifiables et ce de manière reproductible. Toutefois, la notion de stabilité ou de facilité de repérage peut, dans certains cas, s'avérer très subjective.

Pour une meilleure lecture, nous classerons les études selon le type de repères anatomiques utilisés : des repères faciaux au niveau des tissus mous, des repères squelettiques, des repères au niveau des arcades dentaires et des repères au niveau des voies aériennes.

Utilisation de marqueurs anatomiques au niveau des tissus mous de la face :

Plusieurs études ont recours à la sélection de points anatomiques au niveau de la face comme référence pour recalculer deux acquisitions tridimensionnelles entre-elles [64, 71]. La plupart du temps il s'agit de données acquises par stéréophotogrammétrie ou par scanner optique de surface.

En 2002, Ismail et al sélectionnent 15 points de repère cutanés [70].

Upper lip thickness	Labial face of upper incisor to labrale superior
Lower lip thickness	Labial face of lower incisor to labrale inferior
Nasolabial angle	Angle of pronasale-subnasale-labrale superior
Labiomental fold	Angle of labrale inferior-ST pogonion
Upper lip to E-line	Labrale superior to pronasale-ST pogonion plane
Lower lip to E-line	Labrale inferior to pronasale-ST pogonion plane
Z-angle	Intersection of plane at 7° to sella-nasion and plane tangential to ST pogonion and more prominent of labrale superior
Upper lip length	Subnasale to stomion
Lower lip length	Stomion to ST menton
Upper lip area	Area encompassed by upper incisor tip, A-point, anterior nasal spine, subnasale, labrale superior, and stomion
Lower lip area	Area encompassed by lower incisor tip, B-point, pogonion, ST menton, ST pogonion, labrale inferior, and stomion
Angle of facial convexity minus nose	ST nasion-subnasale-ST pogonion
ST upper face height	Glabella to subnasale
ST lower face height	Subnasale to ST menton
ST face proportion	ST upper face height divided by total ST face height

Figure 14: Les 15 repères sur les tissus mous [70]

En 2010 et 2011, Kau et al se servent de cinq points de référence cutanés pour superposer les images. Il s'agit des deux canthus internes au niveau oculaire, des deux commissures labiales externes et de la pointe nasale [13, 65].

La même année, Hoefert et al basent leur méthode de recalage sur la sélection des canthus internes et externes et le milieu de l'axe oculaire à partir duquel sont tracés deux cercles passant par les points de repères précédents. La même procédure est utilisée pour chaque image à recalculer [14].

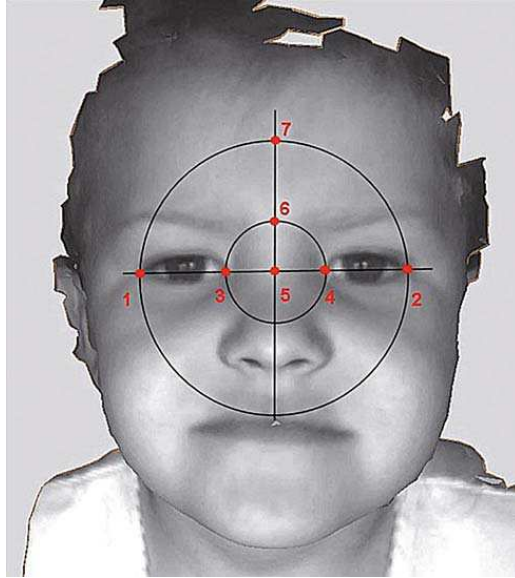


Figure 15: Construction des superpositions avec les points repères choisis [14]

Incrapera et al utiliseront quant à eux cinq points faciaux légèrement différents : au niveau de la concavité nasale, au niveau de la pointe du nez, au niveau de la lèvre supérieure et inférieure et au niveau du pogonion cutané [66].

La dernière étude ayant recours à des marqueurs faciaux comme points de référence au recalage est celle de Paula et al en 2012. Ces derniers utilisent 8 repères anatomiques : le nasion, la pointe du nez, les commissures droite et gauche, le milieu du vermillon de la lèvre supérieure et de la lèvre inférieure et le point B cutané [67].

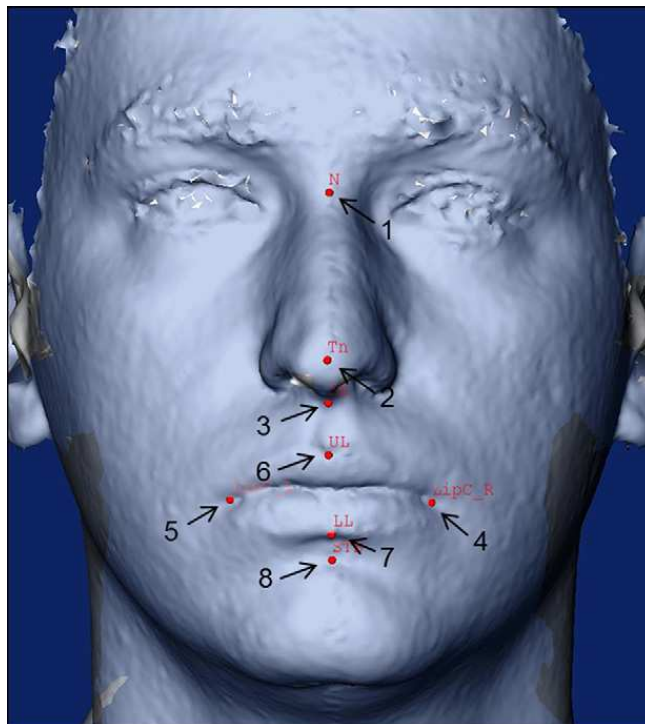


Figure 16: Repères utilisés pour l'évaluation des distances entre les acquisitions : 1, Nasion; 2, pointe du nez; 3, sous-nasal; 4, commissure droite des lèvres; 5, commissure gauche des lèvres; 6, milieu du vermillon de la lèvre supérieure; 7, milieu du vermillon de la lèvre inférieure; 8, point B cutané [67].

Utilisation de marqueurs anatomiques au niveau squelettique :

Dès 1998, Kawamata et al recalent des données 3D acquises par MDCT en faisant se superposer des structures anatomiques considérées comme stables. Il s'agissait alors des arcades zygomatiques, des processus mastoïdes et des foramina infra-orbitaux [31].

En 2011, Cevitanes et al ont recours à un plan de référence pour pouvoir recalculer deux acquisitions CBCT. Ce plan passe par le nasion, l'épine nasale antérieure et le basion [37].

En 2012, Kim et al superposent des données CBCT sur la surface symphysaire et sur la partie inférieure de la mandibule en dessous des apex [43]. Park et al sélectionneront quant à eux la partie antérieure de la base du crâne, réputée comme stable, pour procéder au recalage de leurs images 3D [42, 44].

Utilisation de marqueurs anatomiques au niveau des arcades dentaires

En 2002, Hayashi et al recalent leur modèles 3D en utilisant la première molaire maxillaire comme zone de superposition, cette dernière n'étant pas censée subir de mouvements [69].

La même année, Ashmore et al sélectionnent au minimum 8 points (avec au moins 4 points de part et d'autre de la ligne médiane), comme l'intersection du raphé médian avec la papille rétro-incisive, des points le long du raphé médian, des points au niveau des rugosités palatines droites et gauches, des points au niveau des premières molaires maxillaires et des points correspondant aux points de contact postérieurs [85]. Néanmoins, la sélection de tel ou tel point se fait au cas par cas et aucun n'est prédéterminé par l'étude.

Dans leur étude sur les fentes labio-palatines unilatérales, Börnert et al ont recours à une sélection de points repères sur les tubérosités maxillaires, sur les canines maxillaires, sur les incisives supérieures et sur grand segment de la fente [86].

En 2003, Miller et al utilisent des points de référence au niveau palatins admis comme des repères stables [32], sans en donner leur localisation précise.

En 2008, Chen et al sélectionnent 86 points de repère sur les arcades dentaires à l'aide d'un stylet relié à un ordinateur (le MicroScribe-3DX®) afin d'accroître la précision du recalage des modèles 3D [87].

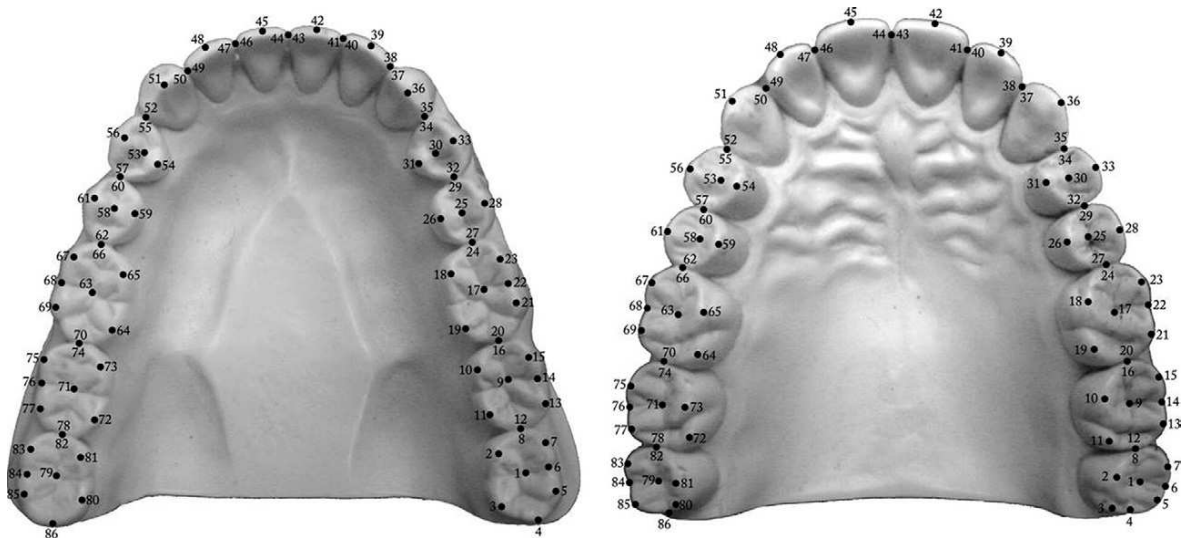


Figure 17: Sélection des repères dentaires sur le modèle mandibulaire (à gauche) et sur le modèle maxillaire (à droite) [87].

Par la suite, Thiruvengkatachari et al réaliseront des superpositions de modèles 3D sur une sélection de 12 points palatins et sur une surface en forme de champignon au niveau du palais [79].

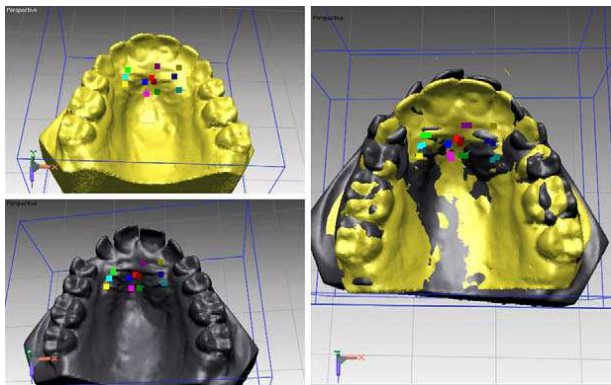


Figure 18: Recalage initial par sélection de 12 points stables au palais [79].

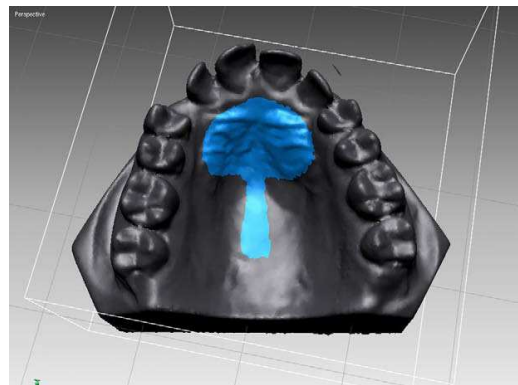


Figure 19: Recalage régional par sélection d'une surface en forme de champignon au palais [79].

En 2010, Choi et al ajoutent à la sélection de points repères (pointe canine, première prémolaire et première molaire maxillaire) la création d'un système de coordonnées, avec pour origine la papille rétro-incisive, pour axe y le raphé médian, pour axe x la ligne perpendiculaire au raphé médian passant par la papille rétro-incisive et pour axe z le plan perpendiculaire au deux autres. De plus, une surface incluant la première, la deuxième et la troisième rugosité palatine servira de région de référence en complément des points repères [81]. Cette méthode sera aussi employée par Cha et al [78].

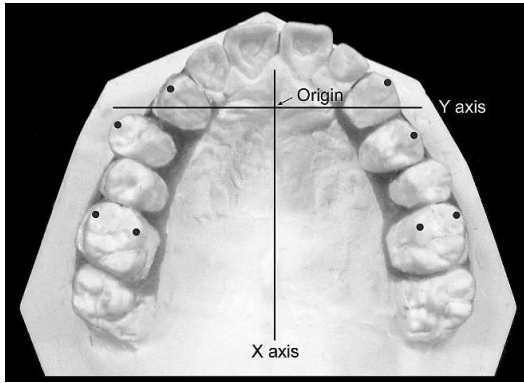


Figure 20: points et système de coordonnées [81]

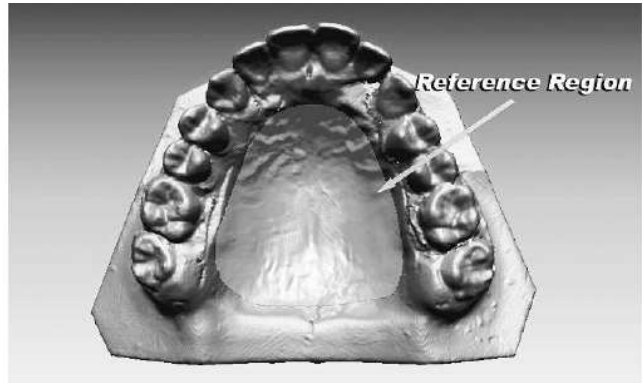


Figure 21: La référence régionale pour la superposition au palais [81].

Dans la même idée, Cho et al prendront des repères au niveau de la région antérieure du palais sur les rugosités palatines considérées comme stables, surtout au niveau du point latéral et du point médial de la 3ème rugosité palatine. Dans la région postérieure, ils détermineront deux surfaces stables au niveau du palais, entre la première et deuxième molaire maxillaire, à droite et à gauche [80].

Chen et al, pour leur part, feront du recalage sur la sélection d'une surface considérée comme stable partant des deux tiers médian de la troisième rugosité palatine et se poursuivant sur la voûte palatine [82].

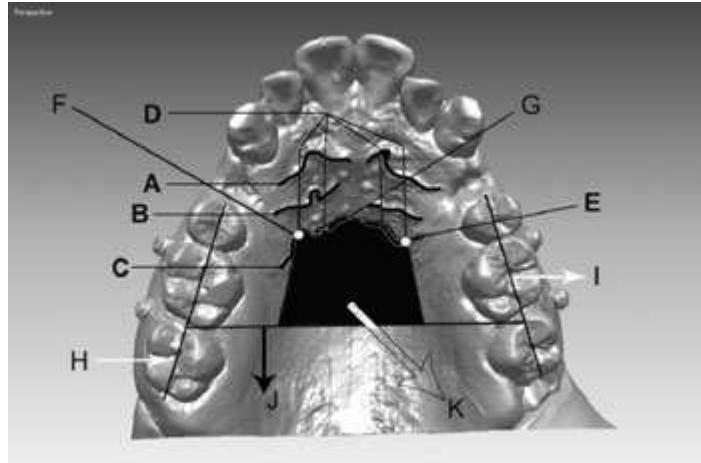


Figure 22: (A) Première rugosité droite. (B) Deuxième rugosité droite. (C) Troisième rugosité droite. (D) Intersection des lignes des rugosités. (E, F) Points d'intersection latéraux des troisièmes rugosités droite et gauche. (G) Limite antérieure de la région stable du palais. (H, I) Lignes d'occlusion droite et gauche passant par les sillons centraux des dents postérieures. (J) Ligne en contact avec la surface distale des premières molaires maxillaires droite et gauche. (K) Région stable [82].

Utilisation de marqueurs anatomiques au niveau des voies aériennes :

Une seule étude a exploité une méthode de recalage par sélection de points pour analyser les voies aériennes. Il s'agit de l'étude de Stratemann et al en 2011. Un nombre de 27 points sont repérés au niveau des voies aériennes afin de permettre le recalage de plusieurs acquisitions CBCT [45].

Landmark	Description	Bilateral point
NarAM	Anteromedial vertex of the impression of the naris	Yes
NarPM	Posteromedial vertex of the impression of the naris	Yes
NarL	Lateral vertex of the impression of the naris	Yes
NasA	Most medioinferior point on the reflex of the anterior nasal airway	Yes
ConPS	Posterosuperior aspect of impression of inferior nasal concha	Yes
ConPI	Posteroinferior aspect of impression of inferior nasal concha	Yes
IAM-S	Most superior point on impression of internal auditory meatus	Yes
IAM-I	Most inferior point on impression of internal auditory meatus	Yes
FR-S	Most superior point on the base of the impression of Rosenmeuller's fossa	Yes
FR-I	Most inferior point on the base of the impression of Rosenmeuller's fossa	Yes
FR-D	Most dorsosuperior point at the height of the impression of Rosenmeuller's fossa	Yes
PW-C	Greatest convexity on the impression of the lateral aspect of the posterior pharyngeal wall	Yes
PA	Most lateroinferior point at the junction of the impressions of the soft palate and anterior pharyngeal wall	Yes
BT	Most lateroinferior aspect of the impression of the base of the tongue	Yes
EJ-L	Most lateroinferior point on the impression of the esophageal junction	Yes
EJ-C	Most inferior point at the central aspect of the impression of the esophageal junction	No
VF-L	Most posterolateral point on impression of vocal folds	Yes
VF-A	Most anteroventral point on impression of vocal folds	Yes
Ad	Most dorsosuperior point on impression of adenoid tonsil	No

Figure 23: Points de repère sur les voies aériennes [45]

Méthode mixte :

Certains auteurs ont eu recours à des repères ajoutés non anatomiques, ainsi qu'à la sélection de repères anatomiques.

C'est le cas de Liu et al qui recalent leurs images sur des structures réputées comme stables au maxillaire, et sur des mini-vis placées entre la seconde prémolaire et la première molaire maxillaire [22].

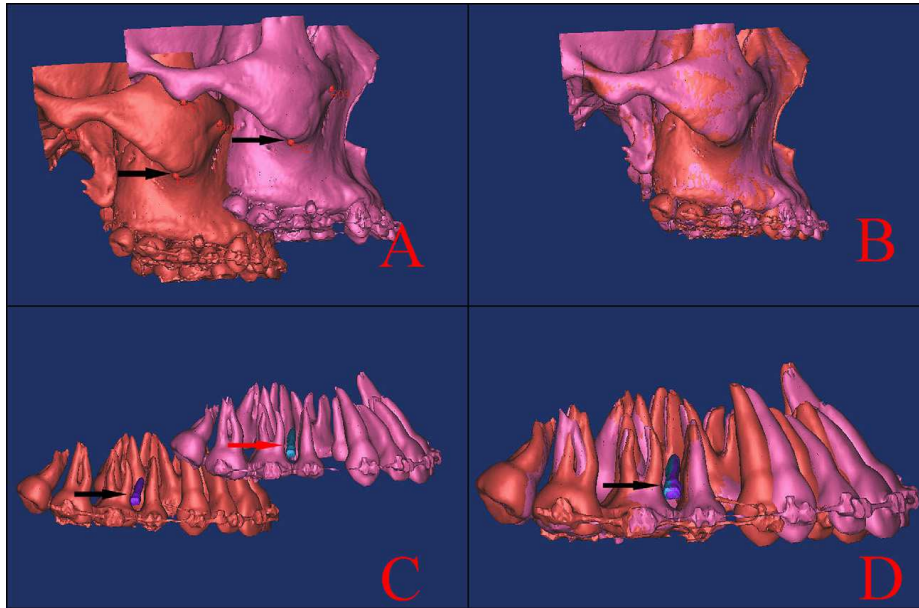


Figure 24: Les dents, les minivis et le maxillaire sont recalés sur la surface des points ne changeant pas après le traitement orthodontique : A, points de repères pertinents (flèches noires); B, recalage des modèles de pré-traitement et de post-traitement; C et D, modèles dentaires de pré- et post-traitement après recalage sur le maxillaire et les minivis en pré-thérapeutique (flèche rouge en C) et en post-thérapeutique (flèche noire en C) ; couplage des modèles en D [22].

Lübbers et al allient également un repérage de structures anatomiques avec un repérage de marqueurs externes ajoutés. En effet, des mini implants en titane sont placés sur des modèles squelettiques au niveau des processus fronto-zygomatiques, au niveau de la jonction maxillaire-zygoma et sur l'épine nasale antérieure. A ces implants, 170 points anatomiques sont sélectionnés en complément sur les images 3D du squelette [47].

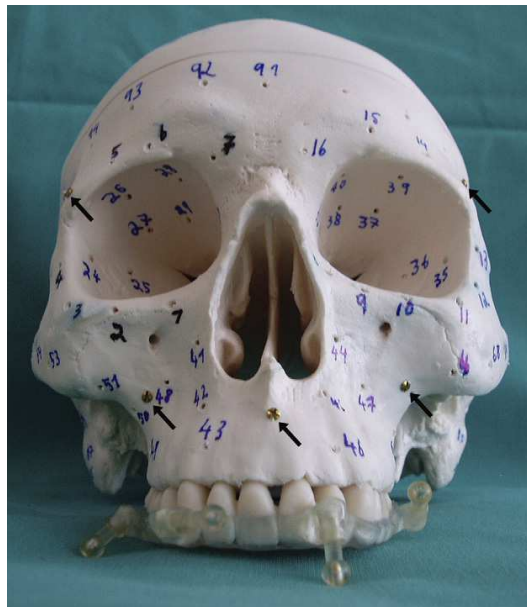


Figure 25: Modèle squelettique avec la gouttière occlusale en place. Les vis additionnelles ont été insérées en tant que marqueurs de référence indépendants (flèches). Les 170 repères forés pour une évaluation régionale précise sont numérotés [47].

Comparaison entre la méthode par repères ajoutés et la méthode par sélection de repères anatomiques :

Une seule étude de notre recherche a comparé l'utilisation de marqueurs externes pour du recalage avec l'utilisation de marqueurs anatomiques. C'est en 2009 que Jang et al mettent au point cette étude. Ils comparent les recalages de modèles digitaux 3D en prenant dans un premier temps trois mini-implants palatins reliés à une barre transpalatine comme points de repère, puis dans un second temps 12 points de repères anatomiques au niveau du palais. Ils comparent alors les résultats et déterminent ainsi quels sont les points anatomiques réellement stables au niveau du palais [77].

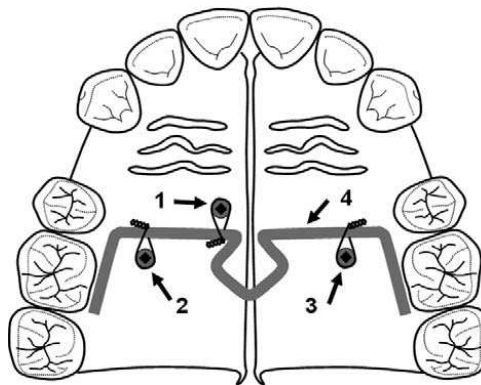


Figure 26: Trois minivis sont implantées au palais et ligatures avec une barre transpalatine par des ligatures métalliques. 1-3, minivis ; 4, arc transpalatin [77].

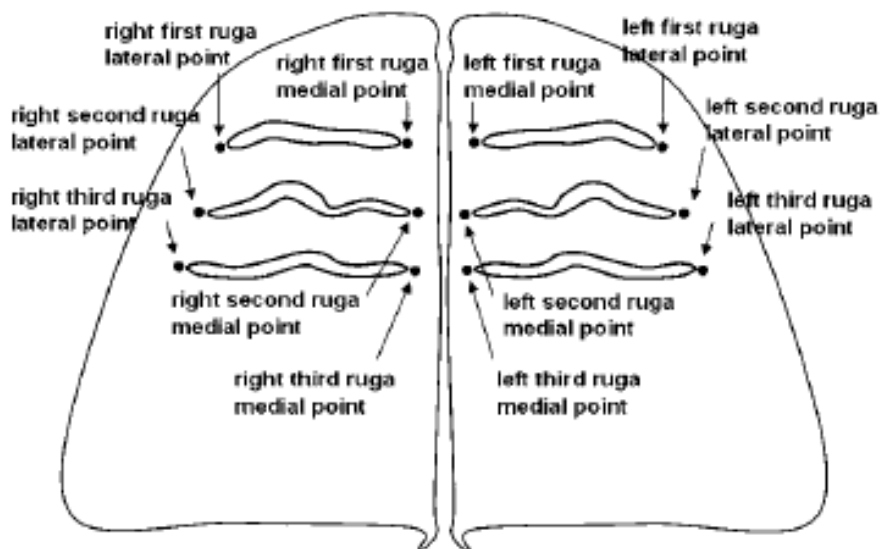


Figure 27: Les 12 points des rugosités palatines [77].

b) Le recalage 3D par reconnaissance de niveaux de gris

Méthode qui est apparue plus récemment, le recalage d'images tridimensionnelles par comparaison de l'intensité du niveau de gris de chaque voxel est à ses prémices mais suscite déjà un grand intérêt. En effet, cette technique permettrait de s'affranchir du repérage de

structures ou points, repérage qui est très souvent opérateur-dépendant. Plusieurs études font appel à cette méthode de recalage, mais pour la majorité d'entre-elles, il s'agit de la même équipe d'auteurs, et donc de la même procédure. Par ailleurs, les auteurs ne donnent que peu d'informations sur la manière dont ils procèdent et travaillent la plupart du temps avec d'important laboratoire de recherche informatique.

C'est en 2006 qu'est publié le premier article ayant recours à une technique de recalage par reconnaissance du niveau de gris de chaque voxel par Cevitanes, Styner et Proffit [33]. D'autres auteurs, faisant partie du même pôle de recherche que Cevitanes, publieront également sur cette méthode de recalage. C'est le cas de Motta, Carvalho ou Almeida qui seront les auteurs principaux d'autres articles dans la lignée de Cevitanes [20, 28, 38, 52].

Nous décrivons donc dans un premier temps la méthode utilisée par les auteurs précédemment cités. Leur méthode de superposition de données 3D est totalement automatisée et fait appel à un recalage rigide des voxels de la base du crâne, évitant les techniques dépendantes de l'observateur, comme celles ayant recours à une multitude de repères anatomiques. Le logiciel masque les structures maxillaires et mandibulaires et compare l'intensité du niveau de gris de chaque voxel de la base du crâne pour recalcr les deux acquisitions 3D. Des paramètres de rotation et de translation sont appliqués aux modèles 3D à recalcr. Dès lors, une visualisation des images 3D superposées est possible par un jeu de couleurs [20, 23, 28, 33, 34, 36, 37, 51, 52].

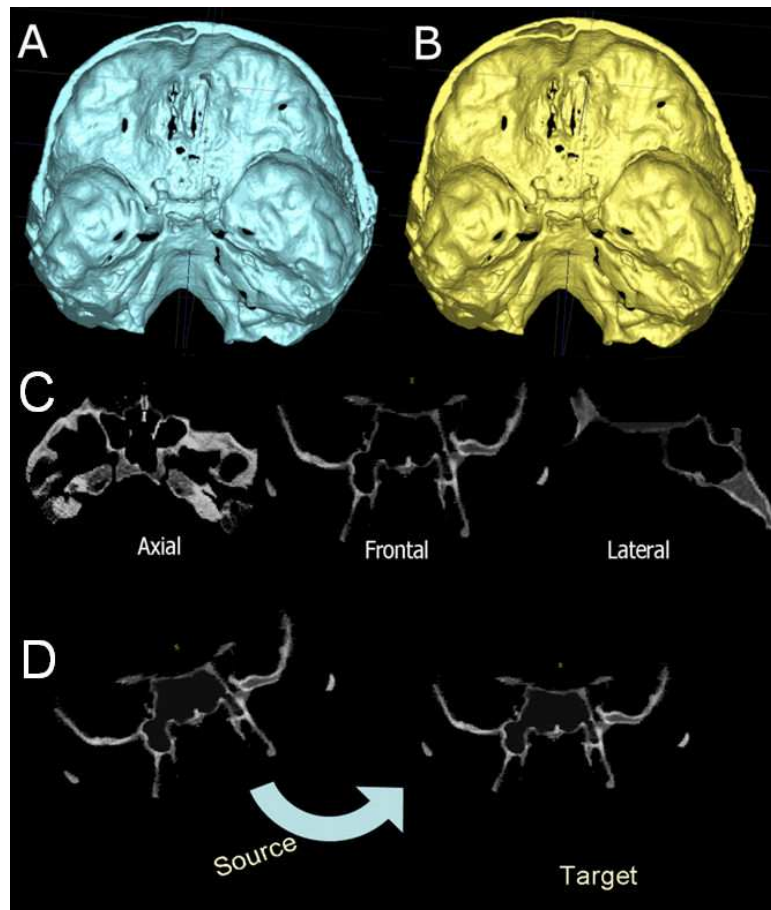


Figure 28: Structures anatomiques utilisées pour les superpositions des modèles 3D de sujets non en croissance. A, modèle de la base du crâne en pré-traitement, et B, modèle de la base du crâne en post-traitement. C, Le modèle en B a été utilisé pour masquer toutes les structures anatomiques qui changent avec le traitement et pour générer une image en intensité de niveaux de gris contenant seulement la fosse crânienne pour calculer les paramètres de recalage. D, Calcul entièrement automatique des paramètres de rotation et de translation entre les images [36].

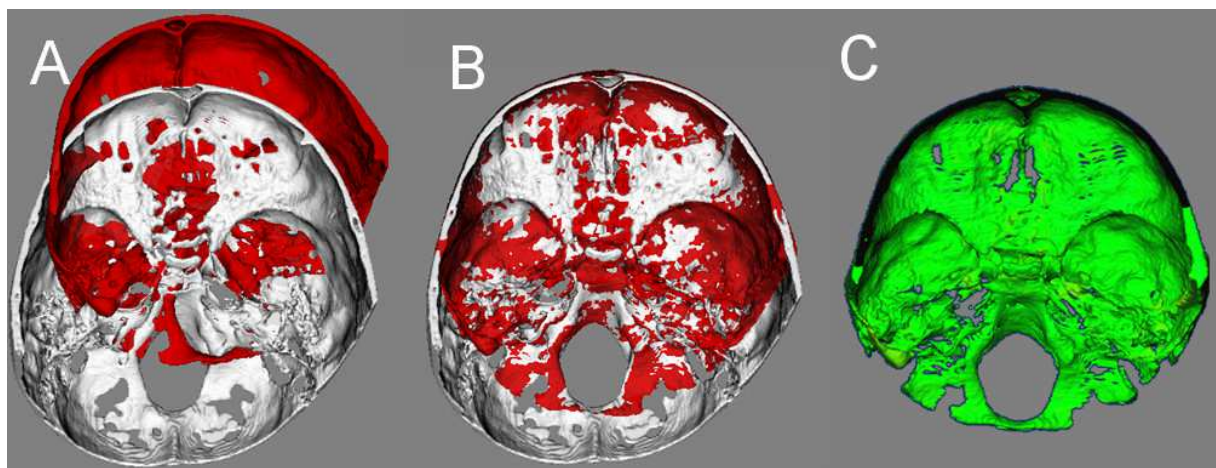


Figure 29: Couplage des bases du crâne. A, Modèle de pré-traitement de la base du crâne en blanc et modèle de post-traitement de la base du crâne en rouge. B, Couplage des bases du crâne de pré- et post-traitement comme résultat du recalage basé sur la reconnaissance des voxels. C, Carte de couleurs des distances entre les surfaces des modèles recalés end pré- et post-thérapeutique et montrant une distance entre les surfaces de 0mm (couleur verte) [36].

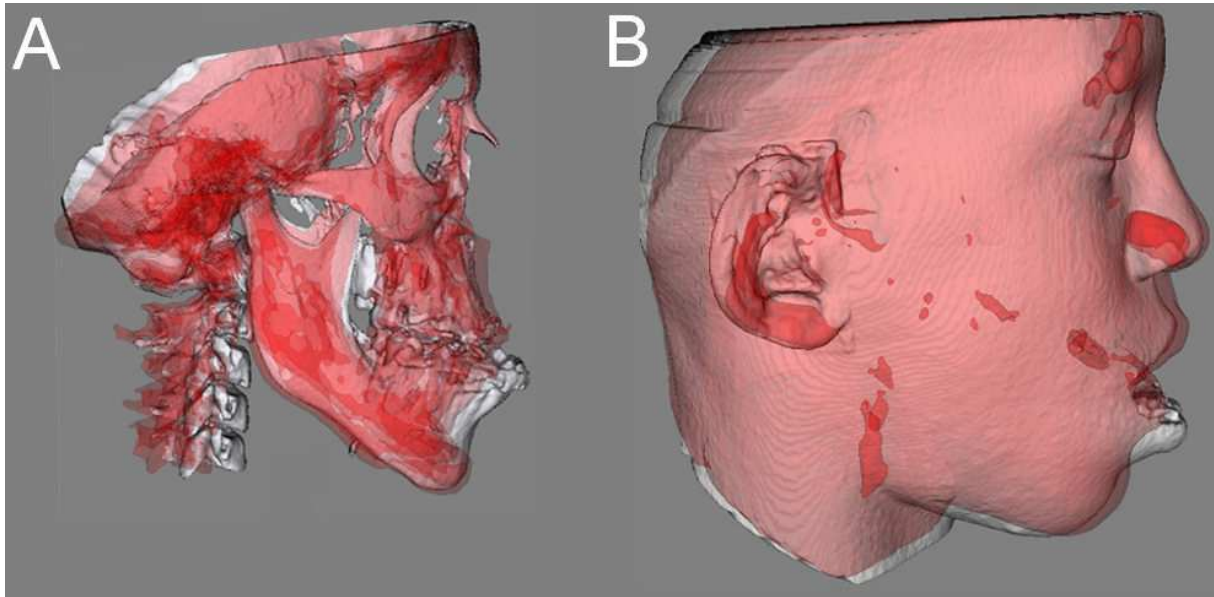


Figure 30: A et B, superpositions en transparence du patient. Superpositions des données avant chirurgie (blanc) et 6 semaines après la chirurgie bi-maxillaire (rouge) sur la base du crâne de sujets ayant terminé leur croissance. A, Modifications des tissus durs. B, Modifications des tissus mous [36].

Une seconde équipe d’auteurs publie, depuis 2011, des articles faisant appel au recalage 3D par intensité des niveaux de gris. Parmi elle, nous retrouvons des auteurs comme Kim, Choi ou Park [39-41]. Leur méthode est décrite de la même façon que celle usitée par l’équipe de Cevitanes : une procédure totalement automatisée recalant les bases du crâne par reconnaissance de l’intensité du niveau de gris de chaque voxel [39, 41]. Ils appliqueront également cette méthode en se servant du sinus maxillaire et du palais comme zone de comparaison des voxels pour le recalage des données 3D, ces derniers n’étant pas affectés par leur thérapeutique orthodontique [40]. La seule différence entre cette équipe d’auteurs et celle de Cevitanes réside dans le logiciel utilisé.

Deux autres études indépendantes peuvent être citées comme appliquant une méthode de recalage 3D par reconnaissance des niveaux de gris. La première, en 2008, est celle de Huntjens et al. Celle-ci ne donne que très peu d’information sur la procédure utilisée et parle d’un « recalage rigide utilisant des enregistrements multimodaux des images basés sur la théorie de l’information et sur l’interpolation trilinéaire » [53]. La seconde est celle de Nada et al, en 2011, qui superposent des modèles 3D sur le principe de reconnaissance des voxels. La construction des modèles 3D a été réalisée en sélectionnant une gamme d’unités Hounsfield (HU) représentant les tissus osseux sur les images DICOM. Pour ce, les protagonistes ont sélectionné une valeur inférieure seuil entre 250 et 350 HU. Dès lors, les valeurs supérieures à ce seuil sont automatiquement sélectionnées. La procédure de superposition des deux données DICOM est automatique et compare les niveaux de gris voxel

par voxel dans les deux images. Le volume d'intérêt (zone d'enregistrement) est dans un premier temps sélectionné et approximativement aligné entre les deux acquisitions. Ensuite, le logiciel calcule la rotation et la translation nécessaire à l'alignement géométrique des deux images DICOM, puis construit les modèles 3D en se basant sur la maximisation de l'information mutuelle. Dans cette étude, les images 3D sont recalées deux fois, la première en sélectionnant la partie antérieure de la base du crâne comme zone d'enregistrement, la seconde en les recalant sur l'arcade zygomatique gauche [54].

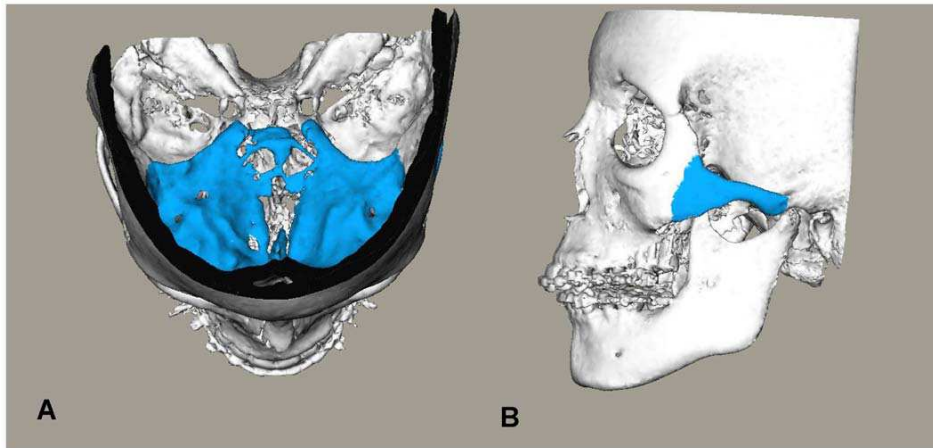


Figure 31: Structures anatomiques utilisées pour le recalage mises en évidence sur les modèles CBCT 3D. (A) Partie antérieure de la base du crâne. (B) arcade zygomatique gauche [54].

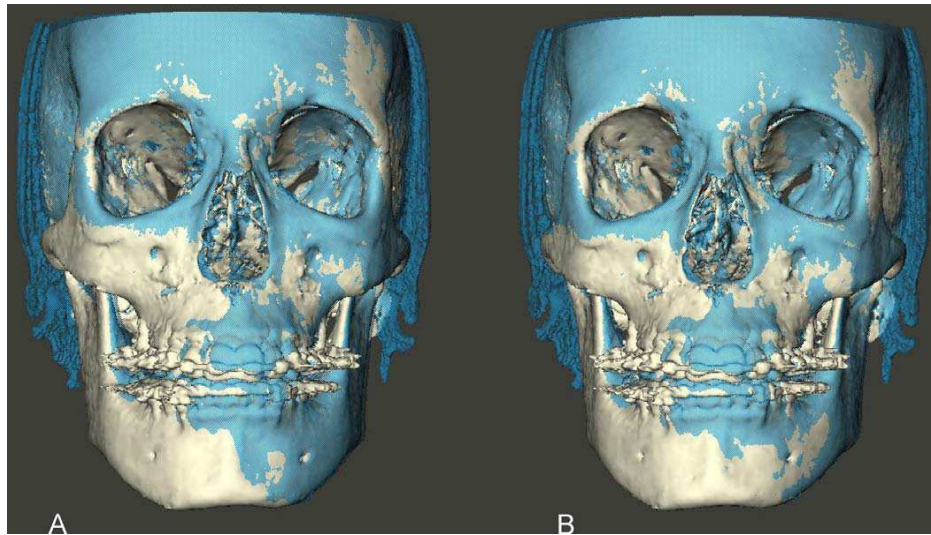


Figure 32: Superpositions en transparence des modèles CBCT 3D. Vue frontale. (A) modèles recalés sur la partie antérieure de la base du crâne. (B) les mêmes modèles recalés sur l'arcade zygomatique gauche [54].

c) Procédure automatique

Les techniques de recalage 3D faisant appel à une reconnaissance de similarité de niveau de gris entre les voxels sont des procédures automatisées. Ce sont les logiciels qui calculent la meilleure correspondance entre les données 3D et par là, la translation, la rotation ou le

changement d'échelle à opérer pour recaler les images entre-elles [20, 23, 28, 34, 36-40, 52, 54].

Une seule autre méthode a recours à une procédure automatique pour sélectionner un ensemble de points repères de manière automatique. En effet, dans leur étude, Grauer et al ont recours à un logiciel qui sélectionne automatiquement 2500 points sur des surfaces considérées comme stables et qui réitère l'opération jusqu'à ce que la correspondance entre les points des deux acquisitions 3D ait atteint un seuil de réussite de 0,06 mm [83].

d) Procédure non automatique

Les méthodes de recalage ayant recours à la sélection de points ou de structures à superposer ne sont pas des procédures totalement automatisées. En effet, les sélections des marqueurs repères sont réalisées par l'opérateur et ce n'est qu'ensuite que le logiciel opère le recalage des données tridimensionnelles [13, 14, 22, 31, 32, 35, 37, 43-45, 47, 48, 50, 55, 62, 64-67, 77, 80, 82, 85, 86, 88].

e) Logiciels utilisés

A travers cette recherche, plusieurs types de logiciels apparaissent comme utiles au recalage de données tridimensionnelles. Pour une meilleure clarté, nous citerons les logiciels utilisés en fonction de la méthode d'acquisition des données 3D.

Les logiciels utilisés avec des acquisitions par CBCT :

Plusieurs logiciels sont cités comme trouvant leur intérêt dans le recalage de données 3D acquises par CBCT. Il est possible de distinguer quatre applications principales de ces logiciels : la visualisation des données DICOM, la segmentation des structures à recaler, la procédure de recalage et la possibilité d'effectuer des mesures.

Les logiciels utilisés pour visualiser les données DICOM acquises par CBCT sont : 3dMDvultus software® [35, 37], Dolphin Imaging® [35, 37], InVivoDental® [35, 37], SurgiCase® [37] et 3D imaging software ® [41-44].

Pour segmenter les structures à recaler, les auteurs ont eu recours à Insight SNAP software® [51], Baris Sumengen's Matlab Toolbox implementing Level Set Methods® [53], ITK-SNAP open-source software® [20, 34, 36-38, 52], Insight SNAP® [23], 3dMDvultus software® [35, 37], Dolphin Imaging® [35, 37], InVivoDental® [35, 37], et CBWorks® [45].

Les procédures de recalages de données 3D acquises par CBCT peuvent être effectuées avec les logiciels suivants : MIRIT software® [51, 53], Imagine software® [20, 23, 28, 34, 36-38, 52], Ondemand3D software® [39-44], et Maxilim software® [54].

Les logiciels permettant de réaliser des mesures quantitatives ou qualitatives après recalage 3D sont : Valmet software® [23, 33, 51], Visualisation Toolkit® [53], CMF software® [20, 23, 34, 36-38, 52, 53], et Amira®. [45].

Les logiciels utilisés avec des acquisitions par stéréophotogrammétrie :

Les auteurs voulant recalcr des données tridimensionnelles acquises par stéréophotogrammétrie ont utilisé trois logiciels différents : 3d-Mdpatient Software® [13, 64, 67], RF6 PP2 software® [13, 64], et Rapidform 2006 software® [13, 65, 66].

Les logiciels utilisés avec des acquisitions par MDCT :

Quatre logiciels sont cités pour recalcr des acquisitions MDCT : MedVision 1.4 software® [31], BrainLAB iPlan CMF 2.5 software® [47], Interactive Médical Image Control System (MIMICS)® [22] et Mimics 8.1 software®[50].

Les logiciels utilisés avec des acquisitions par scanner optique de surface:

Pour recalcr des données acquises par scanner laser 3D, les auteurs ont fait appels aux logiciels suivants : Treat III software® [32], Rapidform 2002 software® [75, 78, 81], Rapidform 2006 software® [79, 80], 3Txer program® [80], Occlusomatch software® [83], Geomagic Studio software® [83], et emodel software® [83].

2.4 Les différentes applications

Le recalage de données tridimensionnelles est une méthode récente qui trouve déjà de nombreuses applications en orthopédie dento-faciale. Cette revue bibliographique de la littérature met en avant huit grandes familles d'utilisation : étude de la croissance, applications en chirurgie orthognathique, étude des mouvements dentaires, analyse de l'esthétique faciale, approche anatomique, compréhension de pathologies, outil en anthropométrie ou encore validation de techniques thérapeutiques.

a) Croissance

L'étude de la croissance présente un aspect dynamique que le recalage de données 3D permet d'observer. Dès lors, il est peu étonnant que cette technique ait été à plusieurs reprises utilisée pour étudier les phénomènes de croissance au niveau facial.

Les premiers auteurs ayant fait appel au recalage 3D sont Börnert et al en 2002. Par cette méthode, ils ont cherché à mettre en évidence les déviations verticales en direction nasale des segments de fentes labio-palatines unilatérales au cours de la croissance [86].

En 2003, Moss et al proposent d'utiliser le recalage 3D pour comparer la croissance d'un sujet par rapport à la norme [71].

En 2008, Lin et al étudient par la méthode du recalage de données tridimensionnelles les effets de la mise en place d'un appareil fonctionnel fixe sur la croissance maxillo-faciale chez le chien [50].

L'année suivante, Cevitanes et al évaluent la méthode de recalage 3D pour identifier les changements relatifs de position maxillaire et mandibulaire, ainsi que le remodelage osseux, par rapport à la fosse crânienne antérieure [34]. La même année, ils publieront une méthode de recalage 3D permettant de mettre en évidence les modifications faciales liées à la croissance ou au traitement [23]. Enfin, un an plus tard, ils étudieront la modification des tissus mous lors de la croissance [36].

En 2010, Motta et al confirment l'application du recalage 3D à l'étude de la croissance supplantant les superpositions bi-dimensionnelles traditionnelles [28].

La même année, Hoefert et al présentent une méthode de superpositions et de mesures tridimensionnelles pour analyser en trois dimensions les changements des tissus faciaux au cours de la croissance par stéréophotogrammétrie [14]. Mah et al soulignent les applications du CBCT, notamment en matière de recalage 3D visant à l'étude de sujets en croissance [56]. Toujours dans la même idée, Tai et al évaluent cette nouvelle méthode de superpositions 3D en utilisant cinq logiciels différents [57].

Enfin, en 2011, Kau et al présentent une nouvelle méthode d'analyse pour évaluer la croissance faciale et la morphologie après résection chirurgicale de la mandibule chez un patient en croissance [13].

Le recalage 3D suscite l'intérêt des praticiens cherchant une meilleure compréhension des phénomènes de croissance et une meilleure anticipation de ces phénomènes. Ainsi, nombreux sont ceux qui tentent de mettre au point une méthode fiable et reproductible visant à mettre en évidence les changements liés à la croissance maxillo-faciale.

b) Chirurgie orthognathique

Le recalage 3D trouve une seconde application dans le domaine de la chirurgie orthognathique pour l'étude des modifications avant et après chirurgie, mais également pour la prévision du geste chirurgical.

C'est dès 1998 que Kawamata et al cherchent à examiner les déplacements des deux condyles des articulations temporo-mandibulaires après ostéotomie sagittale avec matériau d'ostéosynthèse rigide et ostéotomie intra-orale verticale du ramus sans matériau d'ostéosynthèse chez des patients prognathes grâce à des superpositions de données 3D acquises par MDCT [31].

En 2002, Cakirer et al mettent au point une méthode de superpositions Procrustes pour mesurer les changements liés à une chirurgie et les comparer par rapport à la norme [62].

En 2004, Naftel et al pensent que le recalage 3D est utile pour prédire le résultat d'une chirurgie [63]. Nkenke et al, quant à eux, déterminent les limites de la précision de la fusion d'images 3D issues de lasers optiques et de MDCT avec et sans artéfacts métalliques et montrent les applications de cette technique hybride en chirurgie orthognathique [46].

L'année suivante, Cevidanes et al étudient le recalage d'images 3D prises avant et après chirurgie orthognathique pour évaluer l'anatomie et la position mandibulaire (remodelage du ramus et du condyle) [88]. Trefny et al s'attachent de leur côté à analyser les changements de taille et de forme des arcades dentaires et du palais en utilisant des superpositions de modèles 3D avant et après chirurgie [72].

En 2006, Uechi et al tentent de mettre en place une nouvelle méthode pour simuler en trois dimensions une chirurgie orthognathique [76]. Day et al s'attacheront à quantifier les changements des tissus mous après la chirurgie orthognathique et dans une période au-delà de six mois post-opératoire [73].

L'année suivante, Cevidanes et al visualisent les altérations dans les trois sens de l'espace de la position des rami et condyles mandibulaires chez des patients ayant reçu soit une avancée maxillaire seule, soit un recul mandibulaire couplé à une avancée maxillaire [51]. Ils confirmeront l'utilité de leur méthode en chirurgie orthognathique dans un article publié deux années plus tard [23]. De la même façon, Grauer et al montreront l'avantage du CBCT et de certains logiciels pour le recalage de données 3D et son intérêt en chirurgie orthognathique [35].

En 2010, Motta et al utiliseront le recalage 3D pour montrer les changements avant et après la chirurgie [28, 38], tout comme Carvalho et al qui évaluent les changements en trois dimensions de la position et du remodelage des rami mandibulaires, des condyles, et du menton au retrait de la gouttière en immédiat post-opératoire et un an après l'avancée mandibulaire chirurgicale [52].

Toujours la même année, Incrapera et al évaluent si les superpositions céphalométriques 2D sont comparables avec les images superposées en 3D et si la technologie 3D pourrait remplacer la traditionnelle imagerie 2D en chirurgie orthognathique [66].

En 2011, Cevitanes et al publient à nouveau pour cette fois-ci déterminer si l'analyse de forme tridimensionnelle diagnostique précisément les différences droite et gauche chez les patients asymétriques et son intérêt en chirurgie orthognathique [37]. La même année, Kim et al comparent les changements des tissus de la face moyenne de patients subissant une intervention conventionnelle ou haute par Lefort I avec avancement maxillaire et évaluent l'influence du niveau du trait d'ostéotomie sur les changements des tissus mous [39]. Almeida et al feront quant eux cette étude des modifications tissus mous après chirurgie d'avancée mandibulaire [20]. En outre, Park et al utiliseront les superpositions de données acquises par CBCT pour chercher les effets d'une chirurgie bi-maxillaire sur le remodelage de la tête condylienne [42] et pour évaluer les changements de morphologie nasale et du maxillaire après chirurgie bi-maxillaire chez patients en classe III squelettique [41]. Toujours en 2011, Kober et al analysent les différentes méthodes de disjonction chirurgicale, en termes de néo formation osseuse au niveau du trait de disjonction et de qualité osseuse, avant et après chirurgie grâce à une méthode de recalage 3D [60].

En 2012, Park et al donnent suite à leur précédente étude en comparant les changements des tissus mous de l'aire moyenne du visage de patients recevant une ostéotomie de recul mandibulaire avec ou sans augmentation paranasale [44]. Enfin, Kim et al comparent les déplacements intersegmentaux après recul mandibulaire en fonction du système de fixation : miniplaque avec ancrage mono-cortical, trois vis d'ancrage bi-cortical, une vis d'ancrage bi-cortical et deux vis résorbables [43].

La chirurgie orthognathique est un domaine d'application important du recalage tridimensionnel. Ce dernier permet l'évaluation de résultats thérapeutiques, la comparaison de techniques chirurgicales ou encore la simulation d'une intervention.

c) Mouvement dentaire

L'étude du mouvement dentaire n'en est pas à ces premiers pas. La possibilité de visualiser et de comparer les différences de position des dents en trois dimensions de manière objective, ouvre une perspective très intéressante en vue d'une meilleure compréhension des phénomènes physiologiques et biomécaniques.

Dès 1989, le recalage 3D a été employé dans l'analyse des mouvements dentaires par Yamamoto et al qui mirent au point une étude précurseur en matière de recalage 3D [68].

En 2002 Hayashi et al mettent au point une méthode pour analyser les déplacements dentaires dans les trois sens de l'espace au cours d'un traitement orthodontique [69]. De la même façon, Ashmore et al étudieront les changements de position de la première molaire maxillaire lors de la mise en place d'une force extra-orale [85].

L'année suivante, Miller et al évalueront par une méthode de recalage 3D la fiabilité de prédiction des mouvements dentaires dans une thérapeutique orthodontique par gouttières (Invisalign®) [32].

En 2007, Cha et al compareront les superpositions tridimensionnelles et les superpositions bidimensionnelles en terme d'analyse des mouvements dentaires et des effets dento-alvéolaires [75, 78]. Cette même comparaison sera effectuée deux années plus tard par Thiruvengkatachari et al [79].

En 2008, Chen et al testeront un système d'analyse tridimensionnelle assisté par ordinateur pour décrire le mouvement dentaire lors d'un traitement orthodontique [87].

Une année plus tard, Jang et al évalueront par recalage 3D la stabilité des reliefs palatins pour les utiliser comme zone stable de superposition en vue d'études sur les mouvements dentaires [77]. Etude qui sera reprise par Choi et al en 2010 [81].

En 2010, Motta et al, à l'instar de Mah et al et Liu et al, expliqueront les possibles applications des superpositions tridimensionnelles dans l'analyse des phénomènes de déplacements dentaires en cours de traitement orthodontique [28, 49, 56]. La même année, Chen et al mettront en évidence les changements de tip et de torque de la canine maxillaire, des prémolaires et première molaire supérieures après traitement orthodontique [74]. En outre, Cho et al élargiront le domaine d'application du recalage 3D aux changements des formes d'arcades [80].

En 2011, Chen et al identifieront une zone stable et reproductible comme région de référence pour superposer plusieurs modèles de cas d'adultes avec extractions et étudieront les phénomènes dentaires en découlant [82]. Enfin, Grauer et al se serviront du recalage 3D pour évaluer la précision d'une technique linguale (Incognito®) en comparant le set-up prévisionnel avec les résultats obtenus [83].

Beaucoup d'auteurs s'accordent sur les possibilités qu'offre le recalage 3D en termes d'étude et de compréhension des phénomènes de déplacements dentaires. Certains ne font que l'évoquer, d'autres l'appliquent déjà pour analyser des situations précises.

d) Esthétique faciale

Une autre application du recalage 3D dans le domaine élargi de l'orthodontie est celle concernant l'esthétique faciale. En effet, les effets sur le visage d'un traitement orthodontique ou d'une chirurgie orthognathique peuvent être mis en évidence par des superpositions tridimensionnelles [49].

C'est en 2002 qu'Ismail et al exploitent le recalage 3D pour comparer les effets sur le visage de traitements orthodontiques ayant recours ou non à des extractions [70]. L'année suivante, Moss et al renouvelleront l'expérience [71].

En 2004, Naftel et al exploitent le recalage 3D pour prédire les résultats esthétiques d'une chirurgie orthognathique [63]. Idée qui sera confirmée par l'utilisation du logiciel 3dMDvultus® dans l'étude de Grauer et al [35].

Deux années plus tard, Day et al quantifieront les changements dans le temps des tissus mous après chirurgie orthognathique [73].

En 2010, Cevidane et al utilisent une méthode de recalage 3D pour mettre en évidence les changements des tissus mous liés à la croissance et ceux liés au traitement orthodontique ou chirurgical [36]. De même, Hoefert et al étudient les changements des tissus mous de la face chez des patients atteints de fentes palatines ou labio-palatines et leurs conséquences esthétiques [14].

En 2011, Kim et al étudient précisément les modifications esthétiques des tissus mous de la face moyenne en fonction de la hauteur du trait d'ostéotomie en cas de Lefort I couplé à une avancée mandibulaire [39]. Almeida et al, quant à eux, évaluent les changements en trois dimensions des tissus mous après chirurgie d'avancée mandibulaire [20]. Dans la lignée, Park et al analysent les modifications morphologiques du nez et du maxillaire après chirurgie bi-maxillaire chez des patients en classe III squelettique [41]. Ces derniers auteurs poursuivront leur étude l'année suivante en comparant les changements des tissus mous de l'aire moyenne du visage chez des patients recevant une ostéotomie de recul mandibulaire avec ou sans augmentation paranasale [44].

Le recalage tridimensionnel est un outil indéniable dans l'approche esthétique de nos thérapeutiques et dans leurs prédictions.

e) Anatomie

L'apparition de l'imagerie tridimensionnelle a offert des possibilités accrues dans l'étude de l'anatomie humaine [56]. Dès lors, la perspective de pouvoir superposer des données 3D rajoute un aspect dynamique à cette investigation anatomique.

L'anatomie dentaire fut le premier domaine d'application du recalage 3D. En effet, en 1991, Soma et al utilisent cette méthode pour mettre en évidence les différences morphologiques entre deux dents d'une même paire [89].

En 2002, Börnert et al décrivent les modifications anatomiques des segments situés de part et d'autre d'une fente labio-palatine [86].

En 2008, Huntjens et al déterminent le degré d'asymétrie condylienne chez les enfants atteints d'arthrite juvénile idiopathique [53]. La même année, Lin et al étudient une méthode de reconstruction de l'articulation temporo-mandibulaire en couplant une imagerie CBCT et une imagerie IRM dans le but de mettre en place une analyse clinique précise et une étude biomécanique de cette articulation [50].

En 2011, Cevidane et al comparent les différences anatomiques droites et gauches chez des patients asymétriques [37]. Stratemann et al s'attachent, quant à eux, à évaluer le volume des voies aériennes de plusieurs adultes et à les comparer entre eux [45]. Enfin, Kau et al utilisent les superpositions tridimensionnelles pour quantifier les dysmorphies faciales [13].

Les intérêts du recalage tridimensionnel se retrouvent en anatomie générale descriptive et dynamique, en anatomie pathologique et en anatomie dentaire.

f) Pathologies

Etudier l'évolution de pathologies dans le temps permet de comprendre les mécanismes de développement d'une maladie et de proposer une thérapeutique adaptée. L'idée de pouvoir recalcr des images tridimensionnelles offre une analyse morphologique de l'évolution de certaines pathologies et améliore encore leurs prises en charge.

En 2002, Börnert et al se servent du recalage 3D pour visualiser les déplacements verticaux des deux segments bordant une fente labio-palatine avec ou sans thérapeutique associée [86]. Ils ont donc étudié l'évolution morphologique d'une fente labio-palatine afin de proposer une thérapeutique visant à améliorer l'esthétique et la fonction du patient.

En 2008, Huntjens et al déterminent le degré d'asymétrie condylienne chez des enfants atteints d'arthrite idiopatique juvénile en utilisant un recalage d'images tridimensionnelles obtenues par CBCT. Ils ont pu comparer et mesurer les différences de volume et de forme des condyles droit et gauche chez un même patient, et noter une variabilité du degré d'asymétrie inter-individuelle [53].

Deux années plus tard, Motta et al suggèrent l'utilisation du recalage 3D dans des cas complexes de dysmorphies faciales et d'asymétries sévères, comme par exemple en cas de microsomie hémifaciale, afin de bénéficier de cette méthode pour la planification du traitement et pour la procédure chirurgicale [28]. Toujours en 2010, Hoefert et al reprennent l'idée du recalage 3D pour analyser les effets de la thérapeutique sur les tissus mous chez des patients atteints de fentes palatines ou labio-palatines [14].

En 2011, Cevitanes et al utilisent le recalage 3D pour à nouveau préciser le diagnostic d'asymétries faciales et mesurer les différences entre les côtés droit et gauche chez ces patients [37]. Enfin, la même année, Kau et al analysent le devenir de la croissance et de la morphologie faciale après résection chirurgicale de la mandibule chez un patient en croissance. Cette dernière a été effectuée en tant que traitement d'une lésion mandibulaire diagnostiquée comme étant une fibromatose juvénile agressive et confirmée par l'anatomo-pathologie [13].

Toutes ces études reprennent des notions d'évolution dans le temps de pathologies. La compréhension des phénomènes de développement permet d'appréhender de nouvelles données informatives quant aux mécanismes de développement normaux, et également d'étudier l'intérêt de certaines thérapeutiques, voire d'en expérimenter de nouvelles.

g) Anthropométrie

Une application du recalage 3D, à laquelle on ne pense pas au premier abord, est celle de l'étude des populations et plus généralement de l'anthropométrie. En effet, le recalage de données tridimensionnelles permet de comparer un sujet à lui-même dans le temps, mais aussi de comparer plusieurs sujets entre eux et de mettre en évidence leur ressemblance ou leur différence.

En 2006, Moss et al illustrent l'intérêt du recalage 3D en anthropométrie. Ils utilisent des analyses Procrustes pour étudier les morphologies faciales de groupes de jumeaux

monozygotes, de groupes de jumeaux dizygotes et de familles afin de mettre en exergue les aires faciales génétiquement déterminées et celles qui ne le sont pas [90].

En 2009, Seager et al proposent de comparer la morphologie faciale d'un adulte Egyptien avec celle d'un adulte de Houston issu de population blanche. En effet, les différentes populations et les différentes ethnies ont des caractéristiques faciales propres. Dans leur étude, ces auteurs vont d'abord réaliser des superpositions de plusieurs individus de la même ethnie afin d'en obtenir un visage dit « moyen ». Par la suite, ils comparent les modèles moyens de chaque ethnie entre eux. Il est alors possible de définir les caractéristiques propres à une population et les différences les séparant les unes des autres [64]. Dans la même idée, l'année suivante, Kau et al utilisent le recalage 3D pour obtenir une face moyenne par groupe de population et les comparer entre-elles. Des sujets de cinq pays sont recrutés et pour chaque nationalité un modèle moyen est créé et est comparé avec les autres. Ces superpositions intra- et inter-individuelles permettent de mettre en avant des similitudes ou des différences entre plusieurs populations [65].

L'étude des caractères faciaux génétiques peut être une aide à la prédiction du résultat d'un traitement orthodontique ou orienter la thérapeutique en fonction des résultats que l'on souhaite obtenir. En outre, la mise en évidence de caractéristiques morphologiques propres à telle ou telle population doit servir d'outil pour promouvoir des traitements individualisés tenant compte des particularités de chaque ethnie et non une thérapeutique standardisée appliquée à tous les patients.

h) Validation d'une technique thérapeutique

Les traitements orthodontiques ou les thérapeutiques chirurgicales sont souvent basées sur l'intuition et sur l'expérimentation. L'évolution actuelle tend à prodiguer des soins basés sur une approche factuelle. Dans cette idée, le recalage 3D s'avère être un outil pour analyser les pratiques qui ont été admises mais jamais prouvées scientifiquement.

En 2003, Miller et al cherchent à évaluer l'efficacité et la précision des systèmes de prédiction tridimensionnelle assistée par ordinateur de la technologie Invisalign®. Ils ont pu calculer une erreur linéaire inférieure à 0,35mm et une erreur rotationnelle inférieure à 2° par le recalage des données prévisionnelles avec les données des résultats réellement obtenus [32].

En 2011, le recalage 3D est à nouveau usité pour évaluer le comportement de mini-vis qui jusqu'alors n'avait fait l'objet que d'études en deux dimensions. C'est l'équipe de Liu et al

qui a mis au point cette étude. Elle a sélectionné 60 patients dont les deux premières prémolaires maxillaires ont été extraites et placé deux mini-vis maxillaires entre la seconde prémolaire et la première molaire. Le bloc incisivo-canin a dès lors été rétracté en masse. Les superpositions des données 3D acquises avant et après rétraction en masse du bloc incisivo-canin permettent de juger si l'ancrage par mini-vis peut être considéré comme un ancrage absolu [22]. Une autre évaluation du comportement des mini-vis a été menée en parallèle par Kim et al. Ces derniers, par leur méthode, pouvaient mettre en évidence des variations aux alentours de 0,2mm [40].

La même année, Grauer et al réalisent une étude à l'instar de celle de Miller et al datant de 2003. Cette fois-ci les auteurs cherchent à évaluer la précision d'une autre technique orthodontique, la technique linguale Incognito®. Ils ont dans la même idée comparé les résultats du set-up prévisionnel avec les résultats obtenus chez le patient, et ainsi testé la fiabilité de la technique [83].

Toujours en 2011, El-Beialy et al ont quant à eux évalué l'impact de la position de la tête lors d'une acquisition CBCT sur les mesures par la suite réalisées. Les recalages des différentes acquisitions selon l'orientation de la tête du patient leur ont permis de conclure que les mesures ne sont point affectées par les changements d'orientation [55].

Dans le domaine de la chirurgie buccale, Kober et al évaluent les différentes méthodes de disjonction chirurgicale. Ils comparent la quantité de néo formation osseuse au niveau du trait de disjonction et la qualité osseuse avant et après chirurgie en fonction de la technique de disjonction utilisée [60].

En 2012, Paula et al testent l'intérêt de placer des minisensors pour standardiser le placement de la tête lors d'acquisitions par stéréophotogrammétrie dans un but de reproductibilité. Par le recalage des données 3D acquises, ils peuvent constater l'utilité des minisensors pour contrôler les six degrés de liberté de la tête du patient lors de l'acquisition par stéréophotogrammétrie [67].

La dernière étude visant à valider une technique thérapeutique plutôt qu'une autre est celle de Kim et al de 2012. Ces derniers comparent les déplacements intersegmentaux après chirurgie de recul mandibulaire en fonction du système de fixation utilisé. Ainsi, ils testent trois systèmes de fixation différents : une miniplaque avec une vis monocorticale, trois vis bicorticales ou une vis bicorticale et deux vis résorbables. L'intérêt étant d'orienter le chirurgien dans le choix du matériel à employer pour des résultats meilleurs et pérennes [43].

Le recalage 3D permet de valider certaines thérapeutiques, d'émettre des doutes sur d'autres ou de tester la fiabilité de certaines techniques ou matériaux utilisés. Il pourrait orienter les pratiques des soignants, ou du moins faire appel à leur esprit critique.

TROISIEME PARTIE : INTERETS ET PERSPECTIVES EN ODF

A travers cette revue bibliographique sur le recalage 3D, plusieurs éléments suscitant de l'intérêt et offrant des perspectives en orthopédie dento-faciale ont été révélés. En effet, les limites de l'imagerie bidimensionnelle se font d'autant plus ressentir avec l'apparition de l'imagerie tridimensionnelle. Les praticiens cherchent à en exploiter toutes les possibilités afin de mieux comprendre les phénomènes auxquels ils font face dans leur pratique quotidienne. Le recalage 3D semblerait ouvrir de nouvelles voies en recherche fondamentale, mais aussi en recherche clinique.

1. *Intérêts et perspectives en recherche fondamentale*

1.1 Dans le domaine de la croissance

La croissance peut être définie comme le développement progressif d'un organisme ou d'un organe, de la naissance à l'âge adulte. C'est un phénomène quantitatif.

L'orthopédie dento-faciale s'adresse le plus souvent à des sujets en pleine croissance. La bonne connaissance des phénomènes de croissance peut permettre de mieux appréhender les dysmorphoses, de les intercepter et éventuellement d'utiliser les phénomènes de croissance dans les objectifs de traitement et dans les thérapeutiques. Dans le cadre de la recherche fondamentale, le recalage 3D pourrait offrir des perspectives intéressantes en participant à cette meilleure connaissance des phénomènes de croissance.

Il existe de nombreuses théories sur les phénomènes de croissance faciale d'où ressort la dualité entre les conceptions génétiques et fonctionnelles. Ces théories, lorsqu'elles ont eu recours à l'imagerie pour expliquer leur concept, ne se sont basées que sur des acquisitions bidimensionnelles. Pouvoir superposer de manière objective et dans les trois sens de l'espace des acquisitions 3D d'un même patient ou de patients différents pourrait permettre de déterminer plus précisément le pourquoi du comment de la croissance crânio-faciale.

Pour un même patient, le recalage 3D pourrait être une aide dans la détermination du type et des directions de croissance, permettre des mesures quantitatives ou encore diagnostiquer de manière précise une croissance pathologique.

L'utilisation du recalage 3D chez plusieurs patients permettrait de mettre en évidence les phénomènes constants de la croissance non dépendants de l'individu et les phénomènes divergents selon l'âge, le sexe ou la typologie des patients. Ainsi, une meilleure connaissance

des rythmes de croissance et une meilleure compréhension des dysmorphoses seraient possibles.

Toutes ces perspectives intéressantes dans le domaine de la croissance nécessitent la mise au point d'une méthode de recalage 3D objective et aisément reproductible.

1.2 Dans le domaine du déplacement dentaire

Le déplacement dentaire peut se définir comme le mouvement de l'organe dentaire au sein de son environnement. Il peut être physiologique (migration) ou provoqué par l'application d'une force via un appareil orthodontique sur une dent ou un groupe de dents.

Le déplacement dentaire est à la base de la thérapeutique orthodontique. Il est le résultat entre l'application d'une force sur une dent et la résistance de ses tissus de soutien.

En recherche fondamentale, le déplacement dentaire a été analysé par de nombreux auteurs (Baron, Reitan, Burstone...). Le recalage 3D pourrait améliorer la compréhension des mécanismes de déplacements dentaires en offrant la possibilité de mesures précises selon le type de force appliquée, selon la qualité parodontale et selon l'appareillage utilisé. Ces notions seraient bénéfiques pour optimiser le déplacement dentaire, tout en évitant ses effets iatrogènes (résorption radiculaire par exemple).

Le recalage 3D pourrait donc être un nouvel outil de mesures dans de futures études sur le déplacement dentaire.

1.3 Dans le domaine de l'anatomie, des pathologies

La connaissance de l'anatomie cervico-céphalique en orthopédie dento-faciale est une clef indispensable pour mener à bien toute thérapeutique. Par définition, l'anatomie humaine n'est pas strictement reproductible entre les individus. Néanmoins, des moyennes anatomiques peuvent être définies pour l'espèce humaine en fonction de l'âge et du sexe. Toute structure anatomique individuelle s'éloignant fortement de ces moyennes peut être considérée comme pathologique.

Le recalage 3D semble offrir un lien entre l'anatomie, la croissance et l'anatomie pathologique. Dès lors, il serait possible d'effectuer des études plus précises de l'anatomie en fonction de l'âge, du sexe, de l'ethnie, de la typologie faciale, de parafunctions ou pourquoi pas de l'environnement social...

Dans le cadre de la pathologie, il serait possible de déceler si la structure anatomique est pathologique d'emblée ou si son évolution dysmorphique est progressive. Ainsi, une

planification thérapeutique adaptée pourrait être mise en place et son efficacité évaluée par la suite.

Dans le domaine de l'anatomie normale et pathologique, le recalage 3D proposerait une mise à jour des moyennes anatomiques et une meilleure compréhension des phénomènes pathologiques.

1.4 En anthropométrie

L'anthropométrie est la science qui concerne la mesure des particularités dimensionnelles d'un homme. L'orthopédie dento-faciale est basée sur des notions de biométrie pour qualifier et quantifier une dysmorphose. Jusqu'à récemment, la biométrie orthodontique se référait à des mesures sur des données radiologiques bidimensionnelles. Depuis peu, une analyse céphalométrique tridimensionnelle tend à se mettre en place. Le recalage 3D serait alors un outil pour comparer différentes populations et définir des normes individuelles propres à chacune d'entre-elles.

D'autre part, une meilleure distinction entre les particularités humaines génétiquement programmées et celles acquises semble possible par le biais du recalage 3D. Cette distinction permettrait une thérapeutique individuelle optimisée.

Etudier les convergences et les divergences entre les populations, distinguer le génétique de l'environnemental, c'est ce que semble offrir comme perspective la technique du recalage tridimensionnel en recherche fondamentale anthropométrique.

2. *Intérêts et perspectives en recherche clinique*

2.1 En terme de mouvement dentaire

Le mouvement dentaire est à la base de la thérapeutique orthodontique. Comprendre les possibilités de déplacements des dents et leurs limites oriente le choix du traitement. Pouvoir analyser dans les trois sens de l'espace les mouvements des couronnes et des racines dentaires induits par la thérapeutique orthodontique offre d'intéressantes perspectives. En effet, la biomécanique orthodontique se fonde sur le principe qu'il existe des zones stables, dites zone d'ancrage et des zones mobiles que l'on peut assimiler aux dents à déplacer. Mais quelle est la réalité de l'ancrage ? Le recalage 3D permettrait de distinguer les structures mobiles des structures fixes si tant est qu'elles existent, ou du moins quantifier les déplacements relatifs de chaque dent ou de groupe de dents. De plus, comment définir précisément la nature du mouvement effectué ? S'agit-il d'une translation pure, d'une rotation pure, d'une version ou

d'une combinaison de plusieurs mouvements ? Une fois de plus, le recalage 3D paraît capable d'apporter la réponse à ces questions. A l'heure où se pose encore la question de savoir si le recul des molaires supérieures en translation est possible, le recalage 3D pourrait bel et bien en confirmer ou non la faisabilité.

Par ailleurs, superposer des images tridimensionnelles offre également la possibilité d'étudier sur le long terme la stabilité des résultats thérapeutiques obtenus.

D'un point de vue clinique, le recalage 3D devrait permettre une vision objective, qualitative et quantitative des mouvements dentaires que l'on peut attribuer à la thérapeutique orthodontique.

2.2 En terme de croissance

La croissance joue un rôle prépondérant dans la correction des dysmorphoses chez des sujets où elle est inachevée. Depuis toujours, l'orthodontiste tente de prévoir chez l'enfant et l'adolescent qu'elle sera la quantité de croissance résiduelle et sa direction, et en tient compte dans ses choix thérapeutiques. Bien que ne pouvant prédire avec certitude l'état et le devenir de la croissance, le recalage 3D apporterait de nouvelles clefs pour y parvenir. La comparaison de la croissance de sujets ayant une même typologie ou partageant une même dysmorphose pourrait affiner en quantité et en qualité ce qu'il est possible de prévoir en terme d'accroissement des structures osseuses et tissulaires maxillo-faciales. Dès lors, la thérapeutique orthopédique ou orthodontique en découlant n'en serait que mieux adaptée.

En outre, à l'heure actuelle deux courants de pensées s'opposent quant à l'efficacité des traitements orthopédiques sensés modifier, augmenter ou stopper un phénomène de croissance. La possibilité d'étudier de manière objective l'effet de ces thérapeutiques pourrait mettre un terme à cette dualité. De la même façon, le recalage 3D permettrait de distinguer plus aisément si la correction de la dysmorphose appartient plus à l'action thérapeutique entreprise ou à la croissance génétiquement programmée.

De manière plus générale, cette technique de superposition de données tridimensionnelles pourrait définir si l'orthopédie dento-faciale peut prétendre modifier une croissance maxillo-faciale, et si tant est, dans quelles proportions.

2.3 En chirurgie orthognathique

L'orthopédie dento-faciale, pour certaines dysmorphoses maxillo-faciales trop importantes, ne peut à elle seule suffire et le recours à la chirurgie orthognathique correctrice est alors nécessaire.

Le recalage 3D pourrait orienter la thérapeutique chirurgicale en termes de geste technique. En effet, la comparaison entre différents types de chirurgie, l'évaluation des effets de la combinaison de plusieurs gestes chirurgicaux, ou l'analyse du comportement de certains biomatériaux seraient rendues possible avec une méthode de recalage tridimensionnel. Ces études iraient toujours dans le sens d'une individualisation du traitement. De plus, la visualisation de l'emplacement du disque de l'articulation temporo-mandibulaire avant et après chirurgie pourrait être obtenue, et permettrait de valider ou d'encourager l'amélioration des thérapeutiques chirurgicales actuelles. Enfin, l'analyse de la stabilité des traitements chirurgicaux dans le temps s'avèrerait aussi réalisable.

Un traitement combinant l'orthodontie et la chirurgie orthognathique est un traitement lourd. Le recalage 3D permettrait une meilleure prise en charge individualisée des patients, ainsi qu'une meilleure information relative à cette thérapeutique.

2.4 En terme d'esthétique

Le motif de consultation revenant le plus fréquemment en orthopédie dento-faciale est d'ordre esthétique. L'esthétique se définit comme la « science qui traite du beau en général, et du sentiment qu'il fait naître en nous » selon le Petit Larousse et pour le Petit Robert « l'esthétique est la science du beau dans la nature et dans l'art; une conception particulière du beau; l'esthétique est avant tout un concept philosophique ». Les patients sont de plus en plus en demande d'esthétique. L'orthodontiste pour répondre à cette demande doit procéder à une évaluation immédiate et prospective de l'esthétique du patient et ce, avant toute démarche thérapeutique.

Plusieurs rôles pourraient être attribués au recalage 3D dans le domaine de l'esthétique faciale, comme la visualisation des effets sur les tissus mous de la face de tel ou tel type de traitement orthodontique ou de thérapeutiques ortho-chirurgicales. Par là-même, il serait possible d'évaluer l'esthétique à un temps t, mais aussi à moyen et long terme, améliorant la connaissance et la compréhension des phénomènes liés au vieillissement.

Néanmoins, l'esthétique reste une notion subjective qui évolue au gré des époques et des influences externes médiatiques, artistiques ou socio-culturelles. Le recalage 3D servirait en tant que guide, et non en tant qu'indicateur d'une esthétique faciale universelle.

2.5 Sur le diagnostic et le traitement de pathologies

L'orthopédie dento-faciale s'attache à corriger toute déviation par rapport à la norme de la charpente maxillo-faciale et de l'étage alvéolo-dentaire. Elle doit parfois aussi faire face à des situations pathologiques comme les cas de fentes ou de grands syndromes.

Le recalage 3D apporterait un suivi dans le temps de l'évolution morphologique de ces pathologies. Ainsi, il serait plus aisé d'en comprendre les mécanismes d'apparition, d'accroissement, de disparition ou de changement de forme. De plus, la mise en œuvre de thérapeutique pourrait être évaluée sous des angles anatomiques et esthétiques. Enfin, le mode d'évolution de telle ou telle pathologie peut servir à poser un diagnostic positif ou différentiel (cas des lésions radio-claires maxillo-mandibulaires par exemple).

Le recalage 3D pourrait être un outil de suivi de l'évolution d'une pathologie et de l'aptitude des thérapeutiques mises en œuvre à y faire face.

2.6 Pour valider une technique thérapeutique

De nos jours, la pratique de la médecine et de l'orthopédie dento-faciale en particulier ne peut se baser sur la simple transmission d'expériences. La nécessité de mettre en place des pratiques évaluées scientifiquement est grande. En orthopédie dento-faciale, beaucoup d'affirmations sont proclamées et peu sont vérifiées. Au jour d'aujourd'hui, les évolutions technologiques permettent une meilleure explication des thérapeutiques qui étaient usitées pour leur résultat sans vraiment en comprendre les mécanismes. Le recalage 3D pourrait être un outil supplémentaire à la mise en place d'une orthodontie factuelle. De nombreux phénomènes orthodontiques ont été étudiés à travers l'imagerie bidimensionnelle. Néanmoins, les esprits s'accordent sur le fait qu'une représentation en deux dimensions d'un objet en trois dimensions ne peut refléter la stricte réalité. Le recalage 3D pourrait dans un premier temps valider ou invalider les effets d'une thérapeutique sur les bases osseuses ou sur le système alvéolo-dentaire qui avaient été avancés par les superpositions bidimensionnelles dans certaines études. Dès lors, certaines pratiques alors justifiées par l'imagerie 2D pourraient être remises en cause par le recalage 3D ou au contraire validées.

Par la comparaison de l'état pré-thérapeutique avec les résultats obtenus en post-traitement, le recalage 3D permettrait de valider si la technique orthodontique mise en œuvre a pu atteindre les objectifs de traitement fixés initialement.

3. *Perspective dans le cadre d'une recherche clinique sur les corticotomies*

Depuis 2011, un protocole de recherche clinique sur les corticotomies est en cours d'élaboration et de validation. Il s'agit d'un essai clinique randomisé, encore appelé essai CORAL (Corticotomy and Orthodontics : RAndomized TriaL). Lors de la rédaction de ce protocole, il est apparu un vide en termes d'outil de mesure comme critère de jugement secondaire. Le recalage tridimensionnel sera peut-être la méthode qui comblera ce manque ?...

3.1 Critère de jugement secondaire

L'essai CORAL prévoit dans les critères de jugement secondaires une évaluation de l'état parodontal en pré- et post-traitement orthodontique avec ou sans réalisation de corticotomies alvéolaires. De manière plus précise, les investigateurs souhaiteraient mettre en évidence les modifications de l'os alvéolaire entourant les racines dentaires : existe-t-il une augmentation, un état stable ou une diminution de cet os alvéolaire dans les cas traités avec et sans corticotomies ? Dès lors se posait la question de l'outil qui permettrait de mesurer les variations de cet os alvéolaire aussi faibles soient elles. L'idée d'une méthode de recalage 3D fut ainsi évoquée et a conduit à cette revue de la littérature sur ce sujet.

3.2 Collaboration avec l'Institut de Recherche Informatique de Toulouse (IRIT)

Le recalage 3D est pour l'essentiel basé sur une manipulation de données au format DICOM et ne peut s'affranchir de techniques et de logiciels informatiques complexes. Afin de tenter de mettre en place une méthode de recalage 3D qui pourrait servir à l'essai clinique sur les corticotomies, nous travaillons en collaboration avec les ingénieurs-chercheurs de l'Institut de Recherche Informatique de Toulouse (IRIT). A ce jour, une première manipulation avec les logiciels Amira®, Insight ToolKit® et Visualization ToolKit® a été réalisée, mais n'a pour l'instant donné que peu de résultats.

3.3 Trouver et mettre en place d'une méthode objective

L'idée du recalage 3D comme critère de jugement secondaire de l'essai clinique sur les corticotomies est née d'une volonté de trouver une méthode de mesures quantitatives objectives s'affranchissant de mesures opérateur-dépendantes. Ne pouvant distinguer les variations alvéolaires liées à la thérapeutique orthodontique de celles liées aux corticotomies, il s'agira de comparer deux groupes (avec et sans corticotomies) et de trouver une valeur

statistique moyenne de l'augmentation ou non du volume osseux après corticotomies par rapport au groupe témoin.

Les données tridimensionnelles de l'essai CORAL sont acquises par un CBCT avec un champ moyen. Il s'agit donc de développer une méthode de mesure de volumes dont les variations pourraient être minimales (inférieures au millimètre cube), non dépendante de l'opérateur (il serait préférable d'éviter le recalage basé sur une sélection de points) et reproductible sur plusieurs sujets. La méthode de choix qui semble se dessiner serait une méthode basée sur le recalage de données CBCT par reconnaissance automatique des niveaux de gris de structures jugées comme stables. Aux vues de cette revue bibliographique, c'est vraisemblablement l'étude de Nada et al datant de 2011 qui pourrait se rapprocher de la méthode recherchée pour l'essai clinique sur les corticotomies [54]. Néanmoins, le chemin à parcourir avant d'arriver à mettre au point une technique de recalage 3D cliniquement applicable reste encore long et complexe.

CONCLUSION

Le recalage tridimensionnel est une notion récente en orthopédie dento-faciale qui consiste à superposer des données tridimensionnelles d'un même sujet à différents temps ou de sujets différents à un temps donné. Cette technique fait petit à petit son entrée dans le monde de l'orthodontie grâce aux évolutions successives de l'imagerie tridimensionnelle, et notamment celles du Cone Beam Computed Tomography (CBCT). En effet, les améliorations techniques des CBCT qui fournissent des images de plus en plus précises pour une dose d'irradiation moindre, ont permis d'en généraliser leur utilisation. Cette démocratisation de l'imagerie tridimensionnelle en orthopédie dento-faciale commence à susciter de nouvelles interrogations en termes de céphalométrie et de superpositions jusqu'alors effectuées grâce à des acquisitions bidimensionnelles. Le développement de procédures de recalage tridimensionnel n'est que la suite logique de l'évolution des techniques d'imagerie et pourrait permettre de supplanter les superpositions bidimensionnelles au profit des superpositions tridimensionnelles.

A ce jour, les procédures de recalage tridimensionnel qui ont été avancées sont diverses et n'en sont qu'à leurs prémices. Peu d'études s'accordent sur la méthode de recalage 3D à utiliser et aucune des procédures décrites dans la littérature ne fait aujourd'hui l'unanimité. Une des explications à cette variété de techniques employées réside certainement dans la diversité des outils d'acquisition des données tridimensionnelles (MDCT, CBCT, stéréophotogrammétrie...).

Les méthodes de recalage de données tridimensionnelles publiées dans la littérature scientifique s'appliquent davantage à une activité de recherche qu'à la pratique clinique quotidienne. Elles restent encore complexes et nécessitent des temps de procédure importants. La standardisation d'une méthode de recalage 3D est souhaitable et requiert encore des progrès en matière d'outils informatiques, de traitement des données, mais aussi en termes de recherche clinique. Des études à plus haut niveau de preuve sont encore nécessaires pour valider pleinement les procédures de recalage 3D.

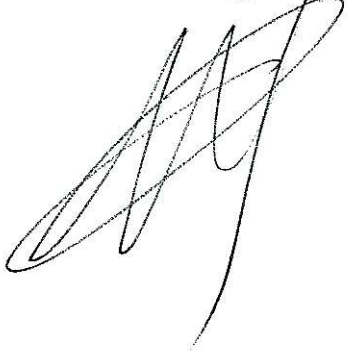
Le recalage 3D fait cependant l'objet de développements importants. En effet, de plus en plus d'études ont recours à l'automatisation partielle des différents temps techniques nécessaires à la superposition de deux acquisitions tridimensionnelles.

Les perspectives qu'offrirait une procédure de recalage 3D standardisée et automatisée sont très intéressantes en orthopédie dento-faciale et incitent à multiplier les recherches dans ce sens. Le recalage 3D pourrait supplanter les méthodes classiques de superpositions

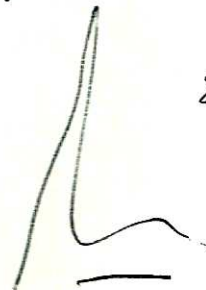
bidimensionnelles en apportant des informations plus précises et en trouvant de nombreuses applications en recherche fondamentale et en recherche clinique. Parmi ces applications, plusieurs auteurs ont déjà mis à profit le recalage de données tridimensionnelles pour étudier la croissance crânio-faciale, les mouvements dentaires ou l'esthétique faciale, pour évaluer la fiabilité des techniques orthodontiques ou chirurgicales, pour comparer des populations entre elles ou encore pour appréhender certaines pathologies. Le recalage 3D apparaîtrait en orthopédie dento-faciale comme un nouvel outil de mesures spatio-temporelles utile dans de nombreux essais cliniques. Tout porte aujourd'hui à croire que les procédures de recalage de données tridimensionnelles vont s'améliorer dans le but de répondre aux promesses que cette technique suscite.

Une collaboration entre des ingénieurs informaticiens, des radiologues, des chirurgiens maxillo-faciaux, des chirurgiens dentistes et des orthodontistes est probablement une clef pour contribuer au développement du recalage tridimensionnel dans le domaine dento-maxillo-facial. L'interdisciplinarité sera à la base des évolutions techniques qui permettront au recalage de données tridimensionnelles de trouver toute sa place en orthopédie dento-faciale.

Vu le directeur de thèse
C. D'ARLON-SIXOU



Vu, le Président
du Jury :



Pr. Ph. POMMAR

22/11/12

BIBLIOGRAPHIE

1. Pallardy, G., Pallardy, M. and Wackenheim, A., *Histoire illustrée de la radiologie*, ed. R. Dacosta. 1989.
2. Cavezian, R. and Pasquet, G., *Cone beam. Imagerie diagnostique en odontostomatologie. Principes, résultats et perspectives.*, ed. Elsevier-Masson. 2011.
3. Hodez, C. and Bravetti, P., *Imagerie dento-maxillo-faciale par faisceau conique " Cone Beam "*. ed. S. médical. 2010.
4. Cavezian, R., Pasquet, G., Bel, G., and Baller, G., *Imagerie dento-maxillaire : approche radio-clinique*. 3 ed. Collection d'imagerie médicale, diagnostic, ed. Elsevier-Masson. 2006.
5. Cavezian, R. and Pasquet, G., *Mémento : L'imagerie médicale en odontologie.*, ed. CdP. 2005.
6. Bourriau, J., Cabot, I. and Foucart, J., *Téléradiographie*. Encyclopédie Médico-Chirurgicale, EMC 23-455-E-10.
7. Teman, G., Lacan, A. and Sarrazin, L., *Imagerie maxillo-faciale pratique*, ed. Q. International. 2002.
8. Athanasiou, A., *Orthodontic Cephalometry*, ed. Mosby-Wolfe. 1997.
9. Quintero, J.C., Trosien, A., Hatcher, D., and Kapila, S., *Craniofacial imaging in orthodontics: historical perspective, current status, and*. Angle Orthod, 1999. **69**(6): p. 491-506.
10. Haring, J. and Howerton, L., *Dental radiography, principles and techniques.*, ed. Saunders/Elsevier. 2006.
11. Treil, J., *L'Imagerie 3D " Cone Beam " (CBCT) en Odontologie*. 2012.
12. Zöller, E. and Neugebauer, J., *Cone beam, tomographie volumique par faisceau conique en chirurgie dentaire, orale et maxillo-faciale ; principes, diagnostic et plan de traitement*, ed. Q. International. 2009.
13. Kau, C.H., Kamel, S.G., Wilson, J., and Wong, M.E., *New method for analysis of facial growth in a pediatric reconstructed mandible*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2011. **139**(4): p. e285-90.
14. Hoefert, C.S., Bacher, M., Herberts, T., Krimmel, M., Reinert, S., Hoefert, S., and Goz, G., *Implementing a superimposition and measurement model for 3D sagittal analysis of therapy-induced changes in facial soft tissue: a pilot study*. J Orofac Orthop, 2010. **71**(3): p. 221-34.
15. Van der Meer, W., Andriessen, F.S., Wismeijer, D., and Ren, Y., *Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology*. PlosOne, 2012. **7**(8).
16. HAS, *Tomographie volumique a faisceau conique de la face (cone beam computerized tomography)*. 2009.
17. Alqerban, A., Jacobs, R., Lambrechts, P., Loozen, G., and Willems, G., *Root resorption of the maxillary lateral incisor caused by impacted canine: a*. Clin Oral Investig, 2009. **13**(3): p. 247-55.
18. Alqerban, A., Jacobs, R., Fieuws, S., and Willems, G., *Comparison of two cone beam computed tomographic systems versus panoramic imaging*. Eur J Orthod, 2011. **33**(1): p. 93-102.
19. Balduyck, S. and Robert, P., *Radioprotection des patients exposés aux rayonnements ionisants*, in *CHU de Toulouse*. 2010.
20. Almeida, R.C., Cevidanes, L.H., Carvalho, F.A., Motta, A.T., Almeida, M.A., Styner, M., Turvey, T., Proffit, W.R., and Phillips, C., *Soft tissue response to mandibular*

- advancement using 3D CBCT scanning*. Int J Oral Maxillofac Surg, 2011. **40**(4): p. 353-9.
21. Yanez-Vico, R.M., Iglesias-Linares, A., Torres-Lagares, D., Gutierrez-Perez, J.L., and Solano-Reina, E., *Diagnostic of craniofacial asymmetry. Literature review*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2010. **15**(3): p. e494-8.
 22. Liu, H., Lv, T., Wang, N.N., Zhao, F., Wang, K.T., and Liu, D.X., *Drift characteristics of miniscrews and molars for anchorage under orthodontic force: 3-dimensional computed tomography registration evaluation*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2011. **139**(1): p. e83-9.
 23. Cevidanes, L.H., Styner, M. and Proffit, W.R., *Three-dimensional superimposition of the skull base for the longitudinal evaluation of the effects of growth and of treatment*. Orthod Fr, 2009. **80**(4): p. 347-57.
 24. Gribel, B.F., Gribel, M.N., Frazao, D.C., McNamara, J.A., Jr., and Manzi, F.R., *Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and*. Angle Orthod, 2011. **81**(1): p. 26-35.
 25. Olmez, H., Gorgulu, S., Akin, E., Bengi, A.O., Tekdemir, I., and Ors, F., *Measurement accuracy of a computer-assisted three-dimensional analysis and a*. Angle Orthod, 2011. **81**(3): p. 375-82.
 26. van Vlijmen, O.J., Maal, T.J., Berge, S.J., Bronkhorst, E.M., Katsaros, C., and Kuijpers-Jagtman, A.M., *A comparison between two-dimensional and three-dimensional cephalometry on*. Eur J Oral Sci, 2009. **117**(3): p. 300-5.
 27. Ghafari, J., Baumrind, S. and Efstratiadis, S., *Misinterpreting growth and treatment outcome from serial cephalographs*. Clinical Orthodontics and Research, 1998. **1**(2): p. 102-6.
 28. Motta, A.T., de Assis Ribeiro Carvalho, F., Oliveira, A.E., Cevidanes, L.H., and de Oliveira Almeida, M.A., *Superimposition of 3D cone-beam CT models in orthognathic surgery*. Dental Press J Orthod, 2010. **15**(2): p. 39-41.
 29. Faure, J., Oueiss, A., Marchal-Sixou, C., Braga, J., and Treil, J., *Céphalométrie tridimensionnelle : applications en clinique et en recherche*. Orthodontie Française, 2008. **79**: p. 13-30.
 30. Andriamanampisoa, F., *Recalage multimodal 3D utilisant le modèle élastique, la méthode des éléments finis et l'information mutuelle dans un environnement parallèle.*, in *Informatique*. 2008, Université Toulouse III - Paul Sabatier: Toulouse.
 31. Kawamata, A., Fujishita, M., Nagahara, K., Kanematu, N., Niwa, K., and Langlais, R.P., *Three-dimensional computed tomography evaluation of postsurgical condylar displacement after mandibular osteotomy*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 1998. **85**(4): p. 371-6.
 32. Miller, R.J., Kuo, E. and Choi, W., *Validation of Align Technology's Treat III digital model superimposition tool and its case application*. Orthod Craniofac Res, 2003. **6 Suppl 1**: p. 143-9.
 33. Cevidanes, L.H., Styner, M.A. and Proffit, W.R., *Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2006. **129**(5): p. 611-8.
 34. Cevidanes, L.H., Heymann, G., Cornelis, M.A., DeClerck, H.J., and Tulloch, J.F., *Superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models of growing*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2009. **136**(1): p. 94-9.
 35. Grauer, D., Cevidanes, L.S. and Proffit, W.R., *Working with DICOM craniofacial images*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2009. **136**(3): p. 460-70.

36. Cevidanes, L.H., Motta, A., Proffit, W.R., Ackerman, J.L., and Styner, M., *Cranial base superimposition for 3-dimensional evaluation of soft-tissue changes*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2010. **137**(4 Suppl): p. S120-9.
37. Cevidanes, L.H., Alhadidi, A., Paniagua, B., Styner, M., Ludlow, J., Mol, A., Turvey, T., Proffit, W.R., and Rossouw, P.E., *Three-dimensional quantification of mandibular asymmetry through cone-beam computerized tomography*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2011. **111**(6): p. 757-70.
38. Motta, A.T., Cevidanes, L.H., Carvalho, F.A., Almeida, M.A., and Phillips, C., *Three-dimensional regional displacements after mandibular advancement surgery: one year of follow-up*. J Oral Maxillofac Surg, 2011. **69**(5): p. 1447-57.
39. Kim, Y.I., Park, S.B., Son, W.S., and Hwang, D.S., *Midfacial soft-tissue changes after advancement of maxilla with Le Fort I*. J Oral Maxillofac Surg, 2011. **69**(6): p. e225-33.
40. Kim, S.H., Choi, J.H., Chung, K.R., and Nelson, G., *Do sand blasted with large grit and acid etched surface treated mini-implants*. Angle Orthod, 2011.
41. Park, S.B., Yoon, J.K., Kim, Y.I., Hwang, D.S., Cho, B.H., and Son, W.S., *The evaluation of the nasal morphologic changes after bimaxillary surgery in*. J Craniomaxillofac Surg, 2011.
42. Park, S.B., Yang, Y.M., Kim, Y.I., Cho, B.H., Jung, Y.H., and Hwang, D.S., *Effect of Bimaxillary Surgery on Adaptive Condylar Head Remodeling: Metric*. J Oral Maxillofac Surg, 2011.
43. Kim, Y.I., Park, S.B., Jung, Y.H., Hwang, D.S., and Lee, J.Y., *Evaluation of Intersegmental Displacement According to Osteosynthesis Method for*. J Oral Maxillofac Surg, 2012.
44. Park, S.B., Kim, Y.I., Hwang, D.S., and Lee, J.Y., *Midfacial soft-tissue changes after mandibular setback surgery with or without*. J Craniomaxillofac Surg, 2012.
45. Stratemann, S., Huang, J.C., Maki, K., Hatcher, D., and Miller, A.J., *Three-dimensional analysis of the airway with cone-beam computed tomography*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2011. **140**(5): p. 607-15.
46. Nkenke, E., Zachow, S., Benz, M., Maier, T., Veit, K., Kramer, M., Benz, S., Hausler, G., Neukam, F.W., and Lell, M., *Fusion of computed tomography data and optical 3D images of the dentition for streak artefact correction in the simulation of orthognathic surgery*. Dentomaxillofac Radiol, 2004. **33**(4): p. 226-32.
47. Lubbers, H.T., Messmer, P., Obwegeser, J.A., Zwahlen, R.A., Kikinis, R., Graetz, K.W., and Matthews, F., *Comparison of different registration methods for surgical navigation in cranio-maxillofacial surgery*. J Craniomaxillofac Surg, 2008. **36**(2): p. 109-16.
48. Lubbers, H.T., Matthews, F., Zemmann, W., Gratz, K.W., Obwegeser, J.A., and Bredell, M., *Registration for computer-navigated surgery in edentulous patients: a problem-based decision concept*. J Craniomaxillofac Surg, 2011. **39**(6): p. 453-8.
49. Liu, D.X., Liu, H. and Lu, T., *Application of three dimensional registration based on CT data for orthodontics*. Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi, 2010. **28**(2): p. 119-23.
50. Lin, X.P., Lin, J.X., Wang, J.F., Cao, Y.B., Sun, X.R., Chen, W.T., and Xu, T., *Assessment of facial skeletal growth and response to implanted functional appliance therapy with three-dimensional images*. Shanghai Kou Qiang Yi Xue, 2008. **17**(1): p. 71-6.
51. Cevidanes, L.H., Bailey, L.J., Tucker, S.F., Styner, M.A., Mol, A., Phillips, C.L., Proffit, W.R., and Turvey, T., *Three-dimensional cone-beam computed tomography for assessment of mandibular*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2007. **131**(1): p. 44-50.

52. Carvalho, F.A., Cevidanes, L.H., da Motta, A.T., Almeida, M.A., and Phillips, C., *Three-dimensional assessment of mandibular advancement 1 year after surgery*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2010. **137**(4 Suppl): p. S53 e1-12; discussion S53-5.
53. Huntjens, E., Kiss, G., Wouters, C., and Carels, C., *Condylar asymmetry in children with juvenile idiopathic arthritis assessed by cone-beam computed tomography*. Eur J Orthod, 2008. **30**(6): p. 545-51.
54. Nada, R.M., Maal, T.J., Breuning, K.H., Berge, S.J., Mostafa, Y.A., and Kuijpers-Jagtman, A.M., *Accuracy and reproducibility of voxel based superimposition of cone beam computed*. PLoS One, 2011. **6**(2): p. e16520.
55. El-Beialy, A.R., Fayed, M.S., El-Bialy, A.M., and Mostafa, Y.A., *Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography measurements: Influence of head orientation*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2011. **140**(2): p. 157-65.
56. Mah, J.K., Huang, J.C. and Choo, H., *Practical applications of cone-beam computed tomography in orthodontics*. J Am Dent Assoc, 2010. **141** Suppl 3: p. 7S-13S.
57. Tai, K., Park, J.H., Mishima, K., and Hotokezaka, H., *Using superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography images with*. J Clin Pediatr Dent, 2010. **34**(4): p. 361-7.
58. Choi, J.H. and Mah, J., *A new method for superimposition of CBCT volumes*. J Clin Orthod, 2010. **44**(5): p. 303-12.
59. Jacquet, W., Nyssen, E., Bottenberg, P., de Groen, P., and Vande Vannet, B., *Novel information theory based method for superimposition of lateral head*. Dentomaxillofac Radiol, 2010. **39**(4): p. 191-8.
60. Kober, C., Kannenberg, S., Frank, B., Al-Hakim, G., Parvin, A., Landes, C., and Sader, R., *Computer-assisted pre- and postoperative evaluation of surgically assisted rapid maxillary expansion*. Int J Comput Dent, 2011. **14**(3): p. 233-41.
61. Bolandzadeh, N., Bischof, W., Flores-Mir, C., and Boulanger, P., *Multimodal registration of three-dimensional maxillofacial cone beam CT and*. Dentomaxillofac Radiol, 2012.
62. Cakirer, B., Dean, D., Palomo, J.M., and Hans, M.G., *Orthognathic surgery outcome analysis: 3-dimensional landmark geometric morphometrics*. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg, 2002. **17**(2): p. 116-32.
63. Naftel, A.J. and Trenouth, M.J., *Stereo-assisted landmark detection for the analysis of changes in 3-D facial shape*. Med Inform Internet Med, 2004. **29**(2): p. 137-55.
64. Seager, D.C., Kau, C.H., English, J.D., Tawfik, W., Bussa, H.I., and Ahmed Ael, Y., *Facial morphologies of an adult Egyptian population and an adult Houstonian white population compared using 3D imaging*. Angle Orthod, 2009. **79**(5): p. 991-9.
65. Kau, C.H., Richmond, S., Zhurov, A., Ovsenik, M., Tawfik, W., Borbely, P., and English, J.D., *Use of 3-dimensional surface acquisition to study facial morphology in 5 populations*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2010. **137**(4 Suppl): p. S56 e1-9; discussion S56-7.
66. Incrapera, A.K., Kau, C.H., English, J.D., McGrory, K., and Sarver, D.M., *Soft tissue images from cephalograms compared with those from a 3D surface acquisition system*. Angle Orthod, 2010. **80**(1): p. 58-64.
67. de Paula, L.K., Ackerman, J.L., Carvalho Fde, A., Eidson, L., and Soares Cevidanes, L.H., *Digital live-tracking 3-dimensional minisensors for recording head orientation during image acquisition*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2012. **141**(1): p. 116-23.
68. Yamamoto, K., Toshimitsu, A., Mikami, T., Hayashi, S., Harada, R., and Nakamura, S., *Optical measurement of dental cast profile and application to analysis of three-dimensional tooth movement in orthodontics*. Front Med Biol Eng, 1989. **1**(2): p. 119-30.

69. Hayashi, K., Araki, Y., Uechi, J., Ohno, H., and Mizoguchi, I., *A novel method for the three-dimensional (3-D) analysis of orthodontic tooth movement-calculation of rotation about and translation along the finite helical axis*. J Biomech, 2002. **35**(1): p. 45-51.
70. Ismail, S.F., Moss, J.P. and Hennessy, R., *Three-dimensional assessment of the effects of extraction and nonextraction orthodontic treatment on the face*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2002. **121**(3): p. 244-56.
71. Moss, J.P., Ismail, S.F. and Hennessy, R.J., *Three-dimensional assessment of treatment outcomes on the face*. Orthod Craniofac Res, 2003. **6 Suppl 1**: p. 126-31; discussion 179-82.
72. Trefny, P., Tauferova, E. and Balkova, S., *Three-dimensional visualisation and analysis of post-operative changes in the size and shape of the dental arch and palate*. Acta Chir Plast, 2005. **47**(4): p. 124-8.
73. Day, C.J. and Robert, T., *Three-dimensional assessment of the facial soft tissue changes that occur postoperatively in orthognathic patients*. World J Orthod, 2006. **7**(1): p. 15-26.
74. Chen, G., Qin, Y.F. and Xu, T.M., *Tip and torque changes in maxillary buccal segment after orthodontic treatment: a three-dimensional study*. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi, 2010. **45**(11): p. 650-4.
75. Cha, B.K., Choi, J.I., Jost-Brinkmann, P.G., and Jeong, Y.M., *Applications of three-dimensionally scanned models in orthodontics*. Int J Comput Dent, 2007. **10**(1): p. 41-52.
76. Uechi, J., Okayama, M., Shibata, T., Muguruma, T., Hayashi, K., Endo, K., and Mizoguchi, I., *A novel method for the 3-dimensional simulation of orthognathic surgery by using a multimodal image-fusion technique*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2006. **130**(6): p. 786-98.
77. Jang, I., Tanaka, M., Koga, Y., Iijima, S., Yozgatian, J.H., Cha, B.K., and Yoshida, N., *A novel method for the assessment of three-dimensional tooth movement during orthodontic treatment*. Angle Orthod, 2009. **79**(3): p. 447-53.
78. Cha, B.K., Lee, J.Y., Jost-Brinkmann, P.G., and Yoshida, N., *Analysis of tooth movement in extraction cases using three-dimensional reverse engineering technology*. Eur J Orthod, 2007. **29**(4): p. 325-31.
79. Thiruvengkatachari, B., Al-Abdallah, M., Akram, N.C., Sandler, J., and O'Brien, K., *Measuring 3-dimensional tooth movement with a 3-dimensional surface laser scanner*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2009. **135**(4): p. 480-5.
80. Cho, M.Y., Choi, J.H., Lee, S.P., and Baek, S.H., *Three-dimensional analysis of the tooth movement and arch dimension changes in Class I malocclusions treated with first premolar extractions: a guideline for virtual treatment planning*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2010. **138**(6): p. 747-57.
81. Choi, D.S., Jeong, Y.M., Jang, I., Jost-Brinkmann, P.G., and Cha, B.K., *Accuracy and reliability of palatal superimposition of three-dimensional digital models*. Angle Orthod, 2010. **80**(4): p. 497-503.
82. Chen, G., Chen, S., Zhang, X.Y., Jiang, R.P., Liu, Y., Shi, F.H., and Xu, T.M., *Stable region for maxillary dental cast superimposition in adults, studied with the aid of stable miniscrews*. Orthod Craniofac Res, 2011. **14**(2): p. 70-9.
83. Grauer, D. and Proffit, W.R., *Accuracy in tooth positioning with a fully customized lingual orthodontic appliance*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2011. **140**(3): p. 433-43.

84. Lin, Y.L., Liu, Y.H., Wang, D.M., and Wang, C.T., *Three-dimensional reconstruction of temporomandibular joint with CT and MRI medical image fusion technology*. Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi, 2008. **26**(2): p. 140-3.
85. Ashmore, J.L., Kurland, B.F., King, G.J., Wheeler, T.T., Ghafari, J., and Ramsay, D.S., *A 3-dimensional analysis of molar movement during headgear treatment*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2002. **121**(1): p. 18-29; discussion 29-30.
86. Bornert, H., Dannhauer, K.H. and Schmalzried, D., *Vertical changes in the positions of the cleft segments of patients with unilateral cleft lip and palate. Changes from birth to palatoplasty at the age of 10-14 months*. J Orofac Orthop, 2002. **63**(1): p. 51-61.
87. Chen, H., Lowe, A.A., de Almeida, F.R., Wong, M., Fleetham, J.A., and Wang, B., *Three-dimensional computer-assisted study model analysis of long-term oral-appliance wear. Part 1: Methodology*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2008. **134**(3): p. 393-407.
88. Cevidanes, L.H., Bailey, L.J., Tucker, G.R., Jr., Styner, M.A., Mol, A., Phillips, C.L., Proffit, W.R., and Turvey, T., *Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients*. Dentomaxillofac Radiol, 2005. **34**(6): p. 369-75.
89. Soma, K., Kuroki, T., Nakamura, T., and Miura, F., *Three-dimensional digitization: method for evaluating morphological differences between teeth*. Bull Tokyo Med Dent Univ, 1991. **38**(1): p. 1-8.
90. Moss, J.P., *The use of three-dimensional imaging in orthodontics*. Eur J Orthod, 2006. **28**(5): p. 416-25.

**TITRE : LE RECALAGE TRIDIMENSIONNEL EN ORTHOPEDIE
DENTO-FACIALE : REVUE DE LA LITTERATURE SCIENTIFIQUE**

RESUME EN FRANÇAIS

Le recalage tridimensionnel est une procédure de superposition de deux acquisitions tridimensionnelles d'un même objet à différents temps ou d'objets différents à un temps donné. En orthopédie dento-faciale, l'objet est remplacé par le sujet qui n'est autre que le patient.

Cette technique est apparue avec l'évolution des procédures d'imagerie tridimensionnelle, et notamment avec les progrès et les utilisations plus nombreuses du cone beam computed tomography en orthopédie dento-faciale.

Les méthodes de recalage de données tridimensionnelles publiées dans la littérature scientifique sont variées et complexes. Elles ont été utilisées pour étudier la croissance crânio-faciale, les mouvements dentaires ou l'esthétique faciale, pour évaluer la fiabilité des techniques orthodontiques ou chirurgicales, pour comparer des populations entre elles ou encore pour appréhender certaines pathologies. Néanmoins, des études à plus haut niveau de preuve sont encore nécessaires pour valider pleinement les procédures de recalage 3D.

Les perspectives qu'offrirait une procédure de recalage 3D standardisée et automatisée sont très intéressantes en orthopédie dento-faciale et incitent à multiplier les recherches dans ce sens.

TITRE EN ANGLAIS : Three dimensional registration in dentofacial orthopedics : scientific literature review.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : CHIRURGIE DENTAIRE

MOTS-CLES : Recalage tridimensionnel – Imagerie tridimensionnelle – Superpositions tridimensionnelles - Revue de la littérature scientifique – Orthopédie dento-faciale

**INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE
3 CHEMIN DES MARAICHERS
31062 TOULOUSE CEDEX**

DIRECTEUR DE THESE : MARCHAL-SIXOU Christine