UNIVERSITE DE STRASBOURG

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2016 N° 13

THESE

Présentée pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire le 24 Mars

par

SCHULTZ David

né le 22 avril 1990 à SAINT-LOUIS

RECALAGE CBCT-IRM EN IMAGERIE DENTO-MAXILLAIRE

Président : Professeur MEYER Florent
Assesseurs : Docteur CHOQUET Philippe
Docteur BORNERT Fabien

Docteur GROS Catherine-Isabelle

Membre invité: Monsieur DILLENSEGER Jean-Philippe

Remerciements

« Un voyage de mille lieux commence toujours par un premier pas ». Il s'agit d'un proverbe dont j'aime me remémorer pour me donner du courage face à une tâche me paraissant longue et difficile. Cela a notamment été mon sentiment durant ce travail de thèse. Malgré les obstacles et les difficultés rencontrées, j'ai pris beaucoup de plaisir à m'y consacrer, car cela s'est avéré encore plus passionnant que je l'avais imaginé. Je remercie sincèrement mes directeur et co-directrice de thèse, les Drs Bornert et Gros, de m'avoir suggéré ce sujet. Leur grande dévotion et disponibilité ont rendu ce travail à la fois rassurant et agréable, ce qui m'a incité à donner le meilleur de moi-même. Je leur en suis très reconnaissant. Je souhaite naturellement remercier les autres membres du jury - le Professeur Meyer ainsi que le Dr Choquet - de me faire honneur de leur présence, et plus particulièrement M. Dillenseger pour ses précieux conseils concernant la partie technique de l'étude.

Je tiens aussi évidemment à dédier cette thèse à ceux qui partagent ma vie depuis toujours :

- à commencer par mes parents, pour qui j'ai une pensée bien affectueuse. Leur soutien sans faille m'a été d'une grande aide toutes ces années et il est certain que je n'aurais pu réussir sans eux. Je les remercie du fond du cœur pour tout.
- à mes frère et sœur Stéphane et Christel, qui comptent également beaucoup pour moi et dont je ne saurais me passer de l'humour parfois plus que douteux.

Je dédie ensuite cette thèse à mes meilleurs amis :

- tout d'abord aux plus anciens Christelle, Valérie, Fabien et Yoann qui occupent, depuis de nombreuses années déjà, une place bien particulière dans ma vie.
- à mes plus chers amis de dentaire Aline, Clémentine, Hélène, Marie, Maud, Adrien, Laurent et Stéphane pour tous ces bons souvenirs partagés sur les bancs de la fac ainsi qu'au cours de nos innombrables sorties, soirées, fêtes et vacances passées ensemble.
- à Cédric, Damien, Guillaume et Matthieu, des personnes extraordinaires que j'ai également eu la chance de rencontrer durant ces années à Strasbourg.

Un voyage s'achève à présent tandis que de nouveaux se profilent à l'horizon. Je remercie encore sincèrement les personnes m'ayant accompagné jusqu'ici. Je mesure pleinement ma chance et espère rester aussi bien entouré à l'avenir.

UNIVERSITE DE STRASBOURG

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2016 N° 13

THESE

Présentée pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire le 24 Mars

par

SCHULTZ David

né le 22 avril 1990 à SAINT-LOUIS

RECALAGE CBCT-IRM EN IMAGERIE DENTO-MAXILLAIRE

Président : Professeur MEYER Florent Assesseurs : Docteur CHOQUET Philippe

Docteur BORNERT Fabien

Docteur GROS Catherine-Isabelle

Membre invité: Monsieur DILLENSEGER Jean-Philippe

Table des matières

Table des illustrations	10
Introduction	12
I) Recalage et fusion d'images médicales	14
1) Définitions et généralités	14
2) Applications du recalage	16
A) Applications extra-médicales	16
B) Applications médicales	18
a) En recherche biomédicale	18
b) En radiothérapie	19
c) En planification et pratique chirurgicale	20
3) Principes et techniques	21
A) Les différents types de recalage	21
a) Les méthodes géométriques	23
b) Les méthodes iconiques	26
c) Les méthodes hybrides	29
d) Exemple d'illustration	32
B) Les différents types de transformations	35
a) Les transformations rigides	37
b) Les transformations non-rigides	37
C) Interpolation	11

D) Optimisation	45
a) Notions de traitement d'images	46
b) Augmentation de la complexité des données : approches bipyramidales	47
c) Augmentation de la complexité de la transformation	49
d) Procédures d'optimisation antérieures à la réalisation des examens	49
E) Validation	51
F) Visualisation d'images recalées	53
G) Visualisation d'images fusionnées	53
II – Etude de l'apport du recalage en imagerie dento-maxillaire	55
1) Protocole de recalage et de fusion d'images sur Osirix	55
A) Avant-propos	55
B) Télécharger un examen	55
a) A partir d'un serveur	55
b) A partir d'un fichier enregistré sur l'ordinateur ou sur un support amovible	55
C) Ouvrir les séquences d'examen	56
a) Ouvrir un premier examen	56
b) Ouvrir et visualiser simultanément une deuxième séquence d'examen	58
D) Réorientation des séries d'examen dans le menu 3D MPR	60
E) Enregistrement des séries réorientées	65
F) Sélection et placement des primitives	
G) Recalage des séries	69
H) Fusion des séries	70
I) Réglages et visualisation	71
J) Enregistrement de l'examen « fusion d'images »	72
2) Etude de cas cliniques ayant fait l'objet d'examens CBCT puis IRM	
A) Cas n°1 : figure 33	
a) Présentation et anamnèse	
b) Analyse de l'OPT	
c) Analyse des examens CBCT et IRM séparés	73

d) Diagnostic différentiel	73
e) Diagnostic histologique	74
f) Analyse des examens CBCT et IRM fusionnés	74
B) Cas n°2 : figure 34	76
a) Anamnèse	76
b) Analyse de l'OPT	76
c) Analyse des examens CBCT et IRM séparés	76
d) Diagnostic différentiel	76
e) Diagnostic histologique	76
f) Analyse des examens CBCT et IRM fusionnés	77
C) Cas n°3 : figure 35	79
a) Présentation et anamnèse	79
b) Analyse des OPT	79
c) Analyse des CBCT et IRM séparés	79
d) Analyse des examens CBCT et IRM fusionnés	79
D) Cas n°4 : figure 36	82
a) Présentation et anamnèse	82
b) Analyse de l'OPT	82
c) Analyse du CBCT et de l'IRM séparés	82
d) Diagnostic différentiel	82
e) Diagnostic histologique	83
f) Analyse des examens CBCT et IRM fusionnés	83
E) Cas n°5 : figure 37	85
a) Présentation et anamnèse	85
b) Analyse de l'OPT	85
c) Analyse du CBCT et de l'IRM séparés	85
d) Diagnostic différentiel	85
e) Analyse histologique	86
f) Analyse des examens CBCT et IRM fusionnés	86
F) Cas n°6 : figure 38	88
a) Présentation et anamnèse	88
b) Analyse de l'OPT	88
c) Analyse du CBCT et de l'IRM séparés	88

d) Diagnostic différentiel	88
e) Diagnostic histologique	89
f) Analyse des examens CBCT et IRM fusionnés	89
G) Cas n°7 : figure 39	91
a) Présentation et anamnèse	91
b) Analyse de l'OPT	91
c) Analyse du CBCT et de l'IRM séparés	91
d) Analyse des examens CBCT et IRM fusionnés	92
e) Diagnostic différentiel	92
f) Diagnostic histologique	92
3) Discussion	
Conclusion	107
Références bibliographiques	112
Ouvrages	112
Articles	112

Table des illustrations

Figure 1 :	: Principales étapes du processus de recalage d'images	22
Figure 2 :	: Principe du recalage par chanfrein	25
Figure 3 :	: Comparaison d'histogrammes conjoints de deux images mal recalées (à gauche)	
	et bien recalées (à droite)	27
Figure 4 :	: Construction d'un l'histogramme conjoint de 2 images	27
Figure 5 :	: Corrélation entre qualité de recalage et regroupement des points sur	
	l'histogramme conjoint	27
Figure 6 :	: Tableau récapitulatif des avantages et inconvénients des recalages géométrique	
	et iconique	31
Figure 7 :	: Exemple d'illustration général du recalage et de la fusion d'images	32
Figure 8 :	: Tableau récapitulatif des différentes transformations géométriques permettant	
	le recalage	36
Figure 9 :	: Problématique de l'interpolation	43
Figure 10	: Qualité des différents types d'interpolation	44
Figure 11	: Echantillonnage d'un signal	47
Figure 12	2 : Approche bipyramidale	47
Figure 13	3 : Test de consistance	51
Figure 14	l : Visualisation d'examens recalés	53
Figure 15	5 : Modes de fusions partielles	54
Figure 16	5 : Fusion d'images par simple ajustement des échelles de couleurs	54
Figure 17	7 : Fusion d'images sans recours aux échelles de couleurs	54
Figure 18	3 : Présentation des outils de la page d'accueil	57
Figure 19	9 : Visualisation des outils d'analyse d'un examen	59
Figure 20): Visualisation des outils du menu 3D MPR	63
Figure 21	: Visualisation de l'examen d'IRM avant réorientation	64
Figure 22	2 : Visualisation de l'examen d'IRM réorienté dans les trois plans de l'espace	64
Figure 23	3 : Réorientation de l'examen de CBCT dans les trois plans de l'espace	64
Figure 24	: Fenêtre d'enregistrement d'une série réorientée dans le menu 3D MPR	65
Figure 25	5 : Sélection tridimentionnelle des coupes réorientées à enregistrer	66

Figure 26 : Placement des primitives (en vert) sur le CBCT (à gauche) et l'IRM (à droite)	68
Figure 27 : Fenêtre de recalage et de fusion d'images	69
Figure 28 : CBCT et IRM recalés.	69
Figure 29 : Fusion des séries d'examens	70
Figure 30 : Réglage du niveau de couleur	71
Figure 31 : Exploration de l'examen de fusion dans le menu 3D MPR	72
Figure 32 : Fenêtre d'enregistrement de l'examen de fusion	72
Figure 33 : Cas clinique n°1 : Kyste osseux solitaire	75
Figure 34 : Cas clinique n°2 : Kératokyste odontogène multiloculaire	78
Figure 35 : Cas clinique n°3 : Tumeur histiocytaire non langerhansienne	81
Figure 36 : Cas clinique n°4 : Kératokyste odontogène uniloculaire	84
Figure 37 : Cas clinique n°5 : Améloblastome polykystique	87
Figure 38 : Cas clinique n°6 : Granulome central à cellules géantes	90
Figure 39 : Cas clinique n°7 : Améloblastome polykystique	93
Figure 40 : Interprétation de présence de tissu osseux par défaut sur une IRM	95
Figure 41 : Interprétation de présence de tissu osseux par excès sur une IRM	95
Figure 42 : Insuffisance du CBCT concernant l'analyse des tissus mous	96
Figure 43 : IRM mandibulaire avec mordu occlusal	98
Figure 44 : Qualité de recalage de l'ensemble de la région maxillo-mandibulaire avec/san	ıS
utilisation de mordu occlusal et sélection de primitives mandibulaires (M) ou	
bimaxillaires (BM)	99
Figure 45 : Comparaison des qualités d'images entre examens CBCT (en haut),	
IRM (en bas) réorientés (à droite) et non réorientés (à gauche)	.100
Figure 46 : Différences d'interprétation entre examens de fusion de bonne qualité	
(à gauche) et de mauvaise qualité (à droite)	.101
Figure 47 : Schéma illustrant les conséquences liées à la nécessité d'égaliser	
les épaisseurs de coupes des examens CBCT et IRM pour un recalage	.104
Figure 48 : Comparaison des recalages et fusions CBCT sur IRM (à gauche) et IRM sur	
CBCT (à droite)	.104
Figure 49 : Synthèse du protocole de recalage-fusion CBCT sur IRM	.106

Introduction

L'utilisation des appareils de tomographie volumique à faisceau conique (TVFC) ou CBCT connaît depuis une dizaine d'années un essor majeur dans le domaine de l'imagerie dentomaxillaire. De plus en plus présent au sein des cabinets dentaires, le CBCT s'inscrit dorénavant dans une activité libérale de routine et semble modifier l'approche diagnostique et thérapeutique des chirurgiens-dentistes.

Toutefois, d'autres modalités d'imagerie médicale, telle que l'IRM, moins prescrite par les chirurgiens-dentistes, présente un intérêt dans l'exploration des lésions des maxillaires (Boeddinghaus *et al.*, 2008).

Bien qu'il existe des algorithmes de reconstruction des tissus mous applicables au CBCT en cours d'élaboration, l'IRM reste aujourd'hui la modalité de choix pour observer les tissus mous. Cet examen s'avère particulièrement intéressant pour explorer le contenu tissulaire d'une lésion au sein des maxillaires (Gaudino *et al.*, 2011 ; Fujita *et al.*, 2013, Asaumi *et al.*, 2002 ; Chau *et al.*, 2012, Srinivasan *et al.*, 2012).

Le CBCT et l'IRM représentent ainsi des examens complémentaires. Dans la mesure où le praticien peut avoir recours à ces deux modalités d'imagerie, il serait intéressant d'en combiner les données sur un même examen afin de visualiser un maximum d'éléments permettant d'orienter le diagnostic et le geste chirurgical dans certaines situations cliniques complexes. Ceci peut s'effectuer au moyen de procédés de recalage et de fusion d'images.

Il est extrêmement rare que deux images soient superposables d'emblée, sans modification. En effet, un patient ne se trouve jamais rigoureusement dans la même position d'un examen à un autre, de même que les organes dont la position et le volume sont plus ou moins variables au cours du temps (Vermandel *et al.*, 2010). En outre, certains mouvements physiologiques (respiration, battements cardiaques...) sont susceptibles de compliquer cette opération. Le recalage constitue alors une étape préliminaire, nécessaire à la fusion, et consiste à déformer une image afin de pouvoir la superposer de manière optimale à une autre.

Le recalage monomodal, c'est à dire d'une seule modalité d'imagerie, a déjà été appliqué au CBCT. Celui-ci permet de suivre l'évolution d'une lésion ou les effets d'un traitement

d'orthopédie dento-faciale sur la croissance osseuse au cours du temps (Cevidanes *et al.*, 2005 ; Kim *et al.*, 2014).

A notre connaissance, le recalage multimodal CBCT-IRM, notamment employé dans le cadre de la radiothérapie au niveau cérébral, n'a jamais fait l'objet d'étude dans le domaine de l'imagerie dento-maxillaire (Dillenseger et Moerschel, 2009).

L'objet de ce travail est tout d'abord de définir et décrire le recalage et la fusion d'images.

La partie suivante montre les intérêts et limites de ce type d'approche grâce à un protocole de recalage-fusion CBCT-IRM, testé sur des cas cliniques pris en charge aux Hôpitaux Universitaires de Strasbourg.

Enfin, le dernier axe vise à proposer un protocole de recalage optimisé, spécifiquement adapté à la région dento-maxillaire.

Ce travail bénéficie du support technique, des compétences et de l'expérience du laboratoire d'imagerie préclinique des Hôpitaux Universitaires de Strasbourg (UF 6237) dans ce domaine.

I) Recalage et fusion d'images médicales

1) Définitions et généralités

La fusion d'images consiste à superposer une image fixe de référence à une image dite «mobile » ou « flottante » (Betrouni *et al.*, 2009). Cette image mobile doit préalablement faire l'objet d'un recalage, c'est-à-dire de transformations géométriques (translations, rotations, homothéties, déformations localisées...) afin de correspondre de manière optimale à l'image de référence d'un point de vue spatial. Par abus de langage, le terme recalage est fréquemment usité pour désigner le procédé de fusion d'images.

En imagerie médicale, cette opération peut s'effectuer entre des clichés de même modalité, on parle alors de **recalage monomodal**. Ceci permet de fusionner des images radiologiques acquises à différents instants chez un même patient. Ce procédé peut être utilisé afin de suivre l'évolution d'une pathologie ou les effets d'un traitement au cours du temps (recalage 3D (2D + temps) voire 4D (3D + temps)) (Soler *et al.*, 2004).

En pratique clinique, il est cependant plus fréquent de réaliser du **recalage multimodal**, c'està-dire de combiner des données issues de différentes modalités d'imagerie (TDM, IRM, échographie, scintigraphie, TEP...).

L'intérêt réside dans le fait que chaque modalité d'examen fournit des données spécifiques structurelles ou fonctionnelles, mais présente des lacunes sur certains points qui sont susceptibles d'être améliorées voire comblées par d'autres modalités d'imagerie.

La réunion de ces données complémentaires permet ainsi d'affiner le diagnostic et d'orienter le praticien vers une prise en charge plus adaptée.

En général, on fusionne des images issues uniquement de deux modalités d'examen. Les possibilités d'intégrer trois voire davantage de modalités existent mais demeurent évidemment plus complexes à mettre en œuvre (Levitt *et al.*, 2013).

Le recalage de type CBCT-IRM, qui constitue l'objet de notre travail, pourrait combiner les hautes sensibilités et spécificités des examens CBCT et IRM dans l'analyse respective des tissus durs et des tissus mous. Cette association permettrait ainsi une vision simultanée optimisée de ces différents tissus.

De manière plus rare, le recalage peut s'effectuer entre différents sujets. La mise en commun

des données issues de ces individus peut notamment contribuer à l'élaboration d'atlas anatomiques ou fonctionnels. Ces derniers représentent d'intéressantes bases de données, particulièrement utiles à des fins diagnostiques puisqu'ils permettant d'établir des corrélations avec des modèles prédéfinis (Van der Lijn *et al*, 2008). Le **recalage inter-sujet** trouve aussi son indication en radiothérapie en tant qu'aide à la segmentation des organes à risque (Parraga *et al.*, 2012 ; Bonniaud *et al.*, 2006).

Par ailleurs, il est également possible de fusionner des images de dimensionnalités différentes en intégrant par exemple une image 2D sur une coupe d'examen 3D (Stille *et al.*, 2013).

Enfin, d'autres types de recalage permettent d'associer des données histologiques (Du Bois d'Aische *et al.*, 2005 ; Goubran *et al.*, 2013 ; Hyunin *et al.*) voire photographiques (Soler *et al.*, 2004) aux examens radiologiques.

Il existe ainsi de nombreuses possibilités de fusions d'images. Les progrès constants de la technologie numérique nous permettent aujourd'hui d'intégrer de plus en plus ces pratiques dans notre activité clinique.

2) Applications du recalage

A) Applications extra-médicales

De façon relativement insoupçonnée, le recalage présente d'impressionnantes applications dans divers domaines. Dans une certaine mesure, on peut notamment l'associer au concept de réalité augmentée, qui consiste à réunir des données virtuelles et réelles sur un même support d'image. Cette technologie connait de nos jours un véritable essor (Daponte et al., 2014). On la retrouve d'ailleurs dans certains jeux vidéo, où il est possible d'intégrer des héros virtuels dans un décor filmé en temps réel, tel que notre salon. Cet aspect ludique s'avère également largement mis à contribution au travers de diverses applications créatives dans lesquelles on peut s'amuser à construire des éléments imaginaires dans notre environnement (Wei et al., 2015). Il s'agit par exemple de décorer notre intérieur de maison avec des meubles virtuels tout en veillant au respect des contraintes architecturales. D'autres applications de réalité augmentée principalement développées sur les smartphones, permettent de mettre à disposition des informations concernant notre environnement filmé en temps réel (nom d'un bâtiment, horaires d'ouvertures, dimensions...). Les données fournies doivent alors se retrouver parfaitement recalées pour correspondre spatialement aux structures visualisées. Cette technologie est notamment largement employée par les satellites (Betrouni et al., 2009; Yahyanejad et al., 2015; Schuster et al., 2015), plus particulièrement à des visées météorologiques afin de suivre le déplacement de nuages, de tempêtes et d'y associer des données physiques (pression, température...). En superposant des portions communes de différents clichés géographiques, les satellites sont également capables de générer des images regroupant de vastes régions de la planète. Un résultat de qualité nécessite évidemment un recalage au préalable. De manière analogique, un observateur prenant des photographies en pivotant sur lui-même, pourrait, en recalant et en regroupant ces clichés, constituer une vue panoramique (à 360°) du lieu où il se trouve. Ce principe s'applique aussi au scannage tridimensionnel d'objets. Les méthodes dites « optiques », font appel à une caméra qui se déplace autour d'un élément cible afin d'en capturer des images. Les instantanées sont ensuite recalées puis fusionnées par un logiciel de façon à reconstituer numériquement la totalité de la surface tridimensionnelle de la cible (Park et al, 2015; Ratyal et al, 2015).

Depuis quelques années, l'univers cinématographique dévoile également un intérêt particulier vis-à-vis des techniques de recalage. Parmi les plus ambitieuses, figurent certainement les technologies de captures de mouvements (Lee *et al*,. 2006). Celles-ci consistent à enregistrer les mouvements et expressions faciales d'un acteur dans le but de le substituer par un personnage virtuel à l'écran. Sur l'avatar (préconçu informatiquement), sont tout d'abord définis des points de repère anatomiques. Des marqueurs monochromes se retrouvent ensuite répartis sur le visage et sur le corps de l'acteur (vêtu d'une combinaison facilitant la vision des repères) suivant des emplacements analogiques. Le recalage permet alors de transformer l'avatar de manière à reproduire exactement les expressions et mouvements jouées. Le personnage peut ainsi être intégré de façon réaliste dans le film.

Dans le milieu industriel par ailleurs, on cherche tout particulièrement à associer les techniques de recalage à la robotique de pointe (Mineo *et al*, 2016; Möller *et al.*, 2013; Montero *et al*, 2015). En effet, grâce à de performants émetteurs et capteurs (à ultra-sons, à infra-rouge...), les robots deviennent capables de repérer et d'analyser des paramètres physiques de formes ou objets spécifiques de l'espace. De tels dispositifs permettent ainsi de détecter la localisation précise de composants défectueux et sont actuellement déjà employés dans le but de vérifier l'intégrité d'éléments produits à la chaîne. Ceci présente évidemment un intérêt particulier lorsqu'il s'agit d'intervenir dans un environnement nocif pour l'homme (exposition à des produits toxiques...). Les robots les plus évolués permettent en outre de réparer directement les défauts après leur détection.

Les technologies de recalage ont notamment été largement développées ces dernières années au cours de l'élaboration des systèmes de reconnaissance faciale, digitale et rétinienne. En exploitant des données morphologiques (formes, contours) et biométriques (distances, angles entre points de repères anatomiques), un ordinateur capturant des images d'individus se présentant face à lui, est en mesure d'établir d'éventuelles correspondances avec des clichés de référence (Tian et al, 2015 ; Wang et al, 2015). Un individu ne se retrouve cependant jamais dans une position identique face à une caméra. De plus, les expressions faciales et les conditions d'éclairage potentiellement variables, peuvent également entraver un tel processus de reconnaissance. Il faut donc appliquer au préalable une transformation visant à pallier ces variations minimes, susceptibles de biaiser les résultats. C'est en évaluant le degré de similarité que l'ordinateur juge ensuite d'une éventuelle correspondance entre individus.

Cette technologie s'avère évidemment mise à profit pour tenter de retrouver plus aisément l'identité d'un individu au sein d'une base de données. Il est également possible de s'en servir comme dispositif de sécurité afin de restreindre l'accès à un lieu ou une session d'information. Actuellement, on cherche encore à perfectionner ces systèmes en développant des dispositifs de scannages tridimensionnels (Ratyal *et al*, 2015), permettant de reconnaître un individu plus facilement quelle que soit sa posture.

Déjà amplement présent dans les technologies les plus modernes, le recalage constitue ainsi un enjeu de développement majeur. Les applications médicales sont quant à elles tout aussi surprenantes que prometteuses.

B) Applications médicales

a) En recherche biomédicale

La réunion de données fonctionnelles et anatomiques constitue l'un des axes les plus exploités en recherche biomédicale.

Ceci permet tout d'abord d'établir des corrélations entre lésions, pathologies et tissus.

Nos connaissances de certains organes, et tout particulièrement du cerveau, ont été ainsi considérablement améliorées ces dernières années.

De cette manière ont été mis en évidence des relations entre aires cérébrales, fonctions cognitives (lecture, mémorisations) (Toga *et al.*, 2001) et dysfonctionnements (AVC, épilepsie, maladie de Parkinson (Luo *et al.*, 2014)...).

Actuellement, on cherche notamment à compléter ces informations en mettant au point des techniques de fusion avec des coupes histologiques (Du Bois d'Aische *et al.* 2005, Goubran *et al.* 2013, Groen *et al.*, 2010, Stille *et al.*, 2013).

Ces différents types de données peuvent alors être répertoriés dans des atlas, potentiellement utiles à de futurs objectifs diagnostiques ou thérapeutiques.

Il s'avère également intéressant d'ajouter des données issues de modalités ayant recours à des marqueurs moléculaires. Celles-ci permettent par exemple d'évaluer les effets d'un traitement pharmacologique sur l'organisme. Comme le montrent Romain *et al.* (2010), les

données extraites peuvent concerner le ou les tissus cibles ainsi que leurs variations anatomiques et fonctionnelles (métaboliques) dans le temps.

Tous ces outils sont d'ailleurs susceptibles de fournir de précieuses informations tant sur le plan de la recherche que sur le plan individuel (analyse des caractéristiques d'un cancer chez un individu, planification chirurgicale, évaluation de l'efficacité d'un traitement...).

b) En radiothérapie

Les techniques de recalage représentent également de grandes perspectives dans le domaine de la radiothérapie en terme d'amélioration de la prise en charge.

Classiquement, la radiothérapie débute par une phase de planification initiale, dite aussi phase de simulation. Le patient se retrouve allongé et immobilisé sur une table d'examen grâce à différents systèmes de contentions (moules en plâtre, masques thermoplastiques...), ceci afin de pouvoir reproduire exactement la même position lors des séances ultérieures de traitement. Des marquages sur la peau (par exemple de petits tatouages) peuvent notamment être utilisés comme futurs points de repères.

On procède alors à l'acquisition d'images scanner indispensables aux futurs calculs dosimétriques.

Cet examen scanographique peut être complété par d'autres modalités d'imagerie (TEP, IRM...) afin de recueillir des données complémentaires concernant l'extension et les limites du processus tumoral.

On détermine ainsi dans un premier temps le volume cible tumoral (PTV). Le recalage de type CBCT-IRM peut notamment se retrouver employé à ces fins pour plus ample précision.

Une autre approche consiste à réaliser du recalage inter-rigide à partir d'images issues d'atlas (Parraga *et al.*, 2012; Bonniaud *et al*, 2006). Ces derniers fournissent des modèles utiles lorsque les structures d'intérêt ou organes à risques ne sont pas clairement visibles sur les examens radiologiques. Ce mode de recalage permet ainsi de délimiter, autrement dit de segmenter ces cibles en déformant l'image de l'atlas afin de l'adapter spécifiquement au patient. Cette approche, le plus souvent semi-automatique, s'avère non seulement plus précise mais aussi plus rapide qu'une segmentation manuelle.

Compte-tenu d'une très probable extension infra-clinique du processus tumoral, le PTV comprend également une marge de sécurité autour du volume macroscopique de la tumeur

visualisé sur les coupes radiologiques.

A chaque séance, le patient retrouve ainsi la position adoptée lors de la simulation initiale.

Cependant, de nombreux déplacements et variations morphologiques sont susceptibles de se produire en cours de traitement, tant au niveau de la tumeur que des organes environnants (Graff et al., 2013). Idéalement, il conviendrait donc de réaliser une nouvelle planification à chaque séance. L'objectif serait à la fois de délimiter les variations du volume cible mais aussi d'adapter les champs d'irradiation (dimensions, doses...) en conséquence.

Il s'agit respectivement des concepts de **radiothérapie guidée par l'image** et de **radiothérapie adaptative** (Louvel *et al.*, 2012).

Ces différents axes d'optimisation permettent d'améliorer le contrôle local de la tumeur et de réduire les effets secondaires notamment liées à l'irradiation des tissus sains. Bien que coûteuses, ces procédures sont parvenus à s'imposer dans la pratique clinique quotidienne.

c) En planification et pratique chirurgicale

Les techniques de recalage représentent également un intérêt croissant dans le domaine chirurgical.

Elles trouvent tout d'abord leur utilité dans la planification opératoire. En effet, les multiples possibilités de fusion d'images, qu'elles soient anatomiques ou fonctionnelles, sont susceptibles de fournir des données précieuses au chirurgien et permettent d'anticiper les risques et techniques envisageables d'une intervention (Lasserre *et al.*, 2009).

Le recalage peut aussi être employé en temps réel dans le cadre d'une chirurgie guidée ou assistée par ordinateur (Soler *et al.*, 2004). Durant ce genre de procédure, le patient se retrouve immobilisé dans une position identique à celle occupée lors de l'acquisition des examens radiologiques. Le recalage s'effectue alors entre ces images radiologiques virtuelles et celles capturées sur le patient en per-opératoire par l'intermédiaire de caméras. L'intérêt réside dans le fait de pouvoir visualiser la progression des outils au sein des coupes d'imagerie (Luo *et al.*, 2015) et de guider de manière plus sécurisée un geste en évitant de léser certaines structures ou organes. Du fait d'une plus grande fiabilité des repères osseux non mobiles, cette technologie est actuellement surtout utilisée en orthopédie, chirurgie maxillo-faciale et neurochirurgie (repères osseux situés au niveau de la boîte crânienne). Le recalage s'avère beaucoup plus difficile à réaliser en chirurgie abdominale en raison des mouvements possibles

des organes qui varient notamment en fonction de la respiration. Actuellement, la recherche tente de développer des techniques de recalages synchronisées en temps réel avec les mouvements physiologiques du patient (respiration, battements cardiaques...)

L'un des axes de recherche les plus intéressants consiste également à mettre au point des dispositifs de simulation de gestes opératoires sur des supports d'imagerie 3D. Ceci constituerait un outil très utile pour entraîner et former les chirurgiens. Des technologies encore plus poussées permettraient de programmer un robot qui reproduirait les gestes (planifiés lors de la simulation) sur un patient recalé en temps réel avec la modélisation 3D préopératoire.

3) Principes et techniques

A) Les différents types de recalage

Il existe trois principales méthodes de recalage :

- les méthodes géométriques
- les méthodes iconiques.
- les méthodes hybrides, combinant ces deux approches.

De manière globale, le recalage se compose toujours des étapes suivantes (figure 1):

- Choix de l'image de référence
- Transformation de l'image flottante
- Evaluation des similarités entre l'image de référence et l'image flottante transformée
- Optimisation de la transformation (mise à jour des paramètres) puis réévaluation des similarités. Cette étape est réitérée jusqu'à atteindre la qualité de recalage souhaitée.
- Validation de la transformation.

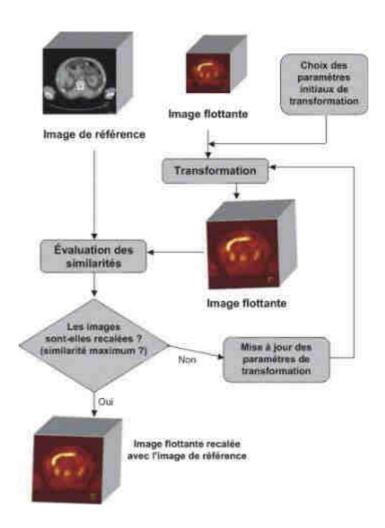


Figure 1 : Principales étapes du processus de recalage d'images Selon Bonniaud *et al.*, 2006.

a) Les méthodes géométriques

Ces méthodes consistent tout d'abord à définir des **points de repères**, également appelés **points d'ancrage**, **amers ou primitives**, communs aux deux images. Ces amers peuvent être des structures anatomiques voire de simples points, courbes, surfaces ou volumes (Betrouni *et al.*, 2009).

Afin de créer ou de mieux visualiser ces repères, il est possible de recourir à des marqueurs externes ou internes (Boisserie *et al.*, 2005 ; Bondiau *et al.*, 2004 ; Wackenheim et Zöllner, 1995). Des marqueurs externes radio-opaques peuvent être introduits sous forme de simples traces sur la peau ou se retrouver intégrés dans des fils, casques et cadres stéréotaxiques. A cet effet, le sulfate de baryum convient tant au niveau du CBCT que de l'IRM (Buhl *et al*, 2010). Les marqueurs internes sont représentés entre autres par le gadolinium en IRM et les isotopes radioactifs en médecine nucléaire.

Les repères doivent être les plus fiables possibles afin d'optimiser le recalage, ce qui explique l'utilisation souvent préférentielle de primitives osseuses, non mobiles comme repères anatomiques.

Différentes méthodes manuelles et semi-automatiques permettent de réaliser des segmentations, c'est-à-dire d'isoler et de délimiter les contours de ces repères. Cependant ce sont principalement les techniques semi-automatiques qui priment, d'une part grâce au gain de temps procuré par rapport au procédé manuel simple et, d'autre part, en raison du contrôle humain consécutif permettant de diminuer le risque d'erreurs généré par le traitement entièrement automatique des données.

En outre, une automatisation de qualité et exclusive apparaît difficilement concevable, en particulier sur des images échographiques relativement bruitées.

La transformation de recalage cherche ensuite à minimiser la distance entre les structures homologues des deux images afin qu'elles puissent idéalement se confondre lors de l'étape de fusion.

Le recalage géométrique peut notamment être illustré en appliquant la **méthode du chanfrein** (Berno *et al.*, 2001) ; Cai *al.*, 1999 ; Nuver *et al.*, 2007).

Ce procédé consiste tout d'abord à délimiter dans chaque image les contours d'une structure

ou d'un objet de référence. Dans l'exemple ci-dessous, il s'agit d'une clé (figure 2).

Les contours externes de la clé ne sont pas toujours clairement visualisables en raison des prises de vue différentes entre les deux clichés. Afin d'éviter les erreurs de segmentation, on se base ainsi sur des points de repères parfaitement visibles situés à l'intérieur de la surface de la clé. Ces limites sont marquées en bleu sur l'image de référence (figure 2c) et en vert sur l'image flottante (figure 2d). L'image flottante subit alors une transformation de recalage visant à superposer au mieux les contours bleu et vert.

Dans un premier temps, on effectue une rotation dans le sens horaire afin d'orienter la clé de la même façon que sur l'image de référence. On visualise alors sur l'image résultante (figure 2e) un espace situé entre les contours bleu et vert : il s'agit du chanfrein.

Le but du second temps de transformation est idéalement de faire disparaître cette zone de chanfrein en augmentant la taille de l'image flottante. On parvient ainsi à obtenir un recalage de qualité relativement satisfaisante (figure 2e : ensemble réduit à l'échelle 2/3 par rapport à l'image de référence initiale.). Les contours bleu et vert se confondent presque, de même que ceux de la clé et de la lampe de poche. En revanche, l'anneau du porte-clés apparaît dédoublé. Ceci s'explique par son relief plus important. Sa forme projetée sur un support en deux dimensions (photographie) varie donc en fonction des différentes perspectives de vue.

Une simple transformation de translation, rotation et homothétie (affine) ne suffit pas à obtenir un recalage de haute qualité en toute région. Il faudrait ajouter une transformation localisée sur la zone de l'anneau pour pallier cette distorsion et obtenir une parfaite superposition des deux images lors de fusion.



A : image de référence



B: image flottante



C : détourage de la clé (en bleu)



D : détourage de la clé (en vert)



E : image flottante orientée selon l'axe de l'image de référence



F : recalage et fusion effectués (ensemble à l'échelle 2/3 par rapport à l'image de référence)

Figure 2 : Principe du recalage par chanfrein

Documentation personnelle selon Berno et al., 2001 et Nuver et al., 2007.

b) Les méthodes iconiques

Ces méthodes exploitent l'intégralité des informations contenue dans les images et sont entièrement automatisées du fait du traitement d'un nombre considérable de données.

Il s'agit de comparer les intensités de gris entre pixels géométriquement correspondants au travers de différentes mesures de similarité, tels que l'histogramme conjoint, le rapport de corrélation, l'information mutuelle ou encore l'entropie conjointe (Betrouni *et al.*, 2009).

Afin de corriger les dissimilarités s'opposant à une parfaite superposition spatiale des images, un algorithme recherche les paramètres optimaux de transformations des images.

La recherche de cet algorithme se fait progressivement. A chaque étape, un nouvel algorithme est créé puis évalué par une mesure de similarité qui compare l'image transformée à l'image de référence. Au fur et à mesure, on cherche ainsi à perfectionner l'algorithme jusqu'à atteindre un seuil de précision jugé suffisant.

Ces méthodes iconiques cherchent à maximiser l'information mutuelle, c'est-à-dire la quantité d'information commune partagée par deux images, et à minimiser l'entropie conjointe, autrement dit les discordances entre celles-ci.

L'histogramme conjoint constitue la mesure de similarité la plus couramment employée. Celui-ci est illustré sur la figure 3. L'axe des abscisses correspond aux niveaux de gris présents sur l'image de référence, et l'axe des ordonnées aux niveaux de gris sur l'image flottante (Bondiau *et al.*, 2004 ; Lotterie *et al.*, 2012).

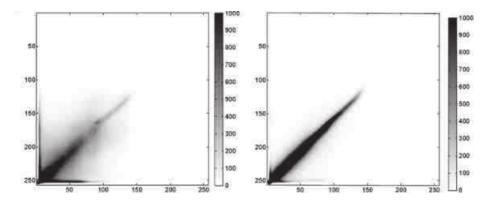


Figure 3 : Comparaison d'histogrammes conjoints de deux images mal recalées (à gauche) et bien recalées (à droite)

Selon Teng-Yi Huang et al., 2011.

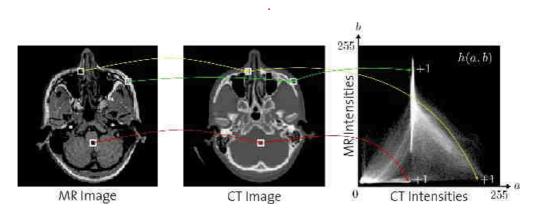


Figure 4 : Construction d'un l'histogramme conjoint de 2 images Selon Serifovic-Trbalic *et al.*, 2014.

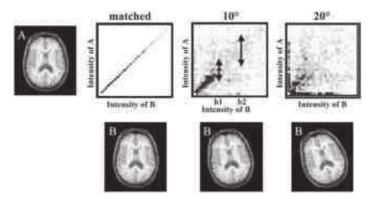


Figure 5 : Corrélation entre qualité de recalage et regroupement des points sur l'histogramme conjoint

Selon Hutton et al., 2002.

On construit l'histogramme de la manière suivante. On commence par sélectionner un premier couple de pixels géométriquement correspondant au sein des deux images (figure 4). On relève les valeurs de niveaux de gris de ces pixels puis on se reporte sur le point de l'histogramme correspondant à cette combinaison de niveau de gris. Ce point est alors marqué et affecté d'un coefficient d'une valeur de 1. Tous les couples de pixels géométriquement équivalents sont ensuite analysés l'un après l'autre. Chaque fois qu'une combinaison de niveau de gris est retrouvée, on incrémente de un la valeur du coefficient du point correspondant sur l'histogramme. Ainsi, chaque point présente un coefficient désignant le nombre de fois qu'une combinaison de niveaux de gris est retrouvée au sein des deux images. Afin que l'histogramme ne soit pas encombré par une multitude de chiffres, les valeurs de ces coefficients peuvent être matérialisées par des couleurs. Il faut alors se reporter sur l'échelle de couleurs (figure 3) pour connaître le nombre de pixels présentant une combinaison précise de niveau de gris au niveau des deux images.

Deux images identiques ou parfaitement recalées présentent donc un histogramme conjoint sous forme de points regroupés selon une droite ou une courbe (histogramme de droite sur la figure 3 et histogramme de gauche sur la figure 5). Plus les images sont différentes et plus l'histogramme prend la forme de nuages de points dispersés (comme le montrent les histogrammes au centre et à droite de la figure 5 qui correspondent respectivement à des écarts de rotation de 10° et 20° entre image de référence et image flottante. On visualise également cette forme de points dispersés sur l'histogramme de gauche de la figure 3, relatif à des images mal recalées.

Dans certains cas de recalage monomodal, on peut supposer que l'intensité lumineuse des pixels géométriquement correspondants est conservée ou que cette intensité varie selon un coefficient constant sur tous les points de l'image. Les points de l'histogramme sont donc organisés selon une droite représentative d'une fonction affine. Ce modèle peut parfois convenir au recalage multimodal. Dans des cas plus complexes, Woods (1993) avance une hypothèse de relation fonctionnelle de l'intensité lumineuse entre pixels géométriquement correspondant. Cela signifie que les valeurs des pixels spatialement équivalents sont liées par une fonction ou relation mathématique. L'histogramme conjoint prend ainsi la forme d'une courbe représentative de cette fonction. Cette hypothèse peut être adaptée au recalage multimodal tout comme celles basées sur des lois statistiques. Ces dernières très complexes présentent en outre l'avantage de créer des algorithmes relativement robustes.

c) Les méthodes hybrides

Les méthodes géométriques présentent l'avantage d'être rapides et particulièrement fiables au niveau des zones avoisinants les primitives sélectionnées. Cependant, ne tenant compte de la globalité des images, ces techniques de recalage apparaissent fréquemment de moindre qualité dans certaines zones, notamment celles éloignées des points d'ancrage (Yao *et al.*, 2014 ; Je *et al.*, 2013).

Le recalage iconique présente généralement de meilleurs résultats mais requiert davantage de temps de calculs, malgré l'automatisme du processus. Toutefois, en dépit d'une meilleure qualité de recalage, les images souffrent souvent de la création de points et zones aberrantes, encore appelés **extrema locaux ou minima/maxima locaux**. Ces derniers se retrouvent plus particulièrement dans des cas de recalages multimodaux. En effet, il n'est pas rare que certaines zones présentent des variations de niveau de gris prononcées sur un examen, mais peu marquées sur une autre modalité (Zhang *et al.*, 2001). L'algorithme de recalage, établi de manière automatique, rencontre alors des difficultés à apparier ces régions. C'est ainsi qu'apparaissent des zones d'aberrations.

Le recalage hybride vise donc à combiner les avantages et à s'affranchir des inconvénients des méthodes géométrique et iconique (Yang *et al.*, 2011 ; Yao *et al.*, 2004 ; Zhao *et al.*, 2011). Les caractéristiques propres à chaque mode de recalage sont résumées dans le tableau cidessous (figure 6).

Les approches hybrides cherchent ainsi à élaborer des algorithmes de recalage réalisant un compromis entre les données géométriques et iconiques des images (Yao et al., 2014).

A ces fins, de nombreuses techniques sont développées dans la littérature.

L'approche la plus répandue consiste à effectuer un recalage iconique contraint par des primitives sélectionnées au préalable (De Boer *et al.*, 2013 ; Makni *et al.*, 2015 ; Von Berg *et al.*, 2004).

De ce principe découle notamment les techniques dites de « block matching » (appariements par blocs) reprises entre autres par Cachier *et al.* (2013) et Je *et al.* (2013). Celles-ci consistent à sélectionner des primitives sous forme de blocs de régions d'images. Il s'agit généralement de blocs de même dimension et dont les bords ne coïncident pas toujours avec les contours de structures anatomiques. Un recalage iconique cherche ensuite à retrouver les blocs similaires, c'est-à-dire des associations équivalentes de niveau de gris sur l'image flottante.

On calcule alors une transformation permettant d'apparier au mieux les blocs flottants avec les blocs de référence.

Il s'avère ainsi judicieux de positionner les blocs de repère au niveau de régions que l'on souhaite particulièrement analyser.

Le recalage se retrouve ensuite optimisé par des approches bipyramidales, particulièrement robustes et rapides.

Les techniques de block matching tiennent donc uniquement compte des données iconiques des blocs et non plus de la totalité des images. Ceci permet par rapport aux méthodes iconiques simples de gagner en rapidité et de diminuer le risque d'apparition de minima locaux.

	Méthode géométrique	Méthode iconique
	Méthode manuelle ou semi- Automatique	Méthode automatique
	Primitives fiables	Aucune étape de prétraitement
Avantages	Temps de traitement diminué	Prise en compte de l'ensemble de l'image
	Moins sensible aux extrema locaux	Fréquemment de meilleure qualité
	Primitives parfois difficiles à extraire au sein d'examens de modalités différentes	
	Etape de prétraitement (sélection des primitives)	Temps de traitement plus important
Inconvénients	Prise en compte partielle de l'ensemble des informations de l'image (primitives)	Plus sensible aux extrema locaux
	Fréquemment de moins bonne qualité	

Figure 6 : Tableau récapitulatif des avantages et inconvénients des recalages géométrique et iconique

d) Exemple d'illustration





Image de référence A

Image flottante B



Image B' correspondant à B recalée sur A



Image C correspondant à la fusion entre A et B'

Figure 7 : Exemple d'illustration général du recalage et de la fusion d'images (Documentation personnelle)

Voici deux photographies A et B prises respectivement à quelques heures d'intervalle en courant de matinée et début de soirée.

Afin de comparer et d'analyser au mieux les différences entre ces clichés, nous allons recaler puis fusionner ces images.

L'image B fait l'objet d'importantes distorsions contrairement à l'image A, qui, par commodité, constitue notre image de référence.

L'image flottante B est ainsi transformée en une image B', superposable sur A en un maximum de points.

Huit différences majeures (citées en italique ci-dessous) peuvent alors être observées entre A et B'.

Etant donné que les photographies ont été prises à différents moments de la journée, la luminosité et la saturation des pixels varie d'une image à l'autre.

Il en résulte que les pixels géométriquement correspondant entre A et B' sont plus sombres et moins lumineux au niveau de B'.

Si on recalait les images A et B par des méthodes iconiques, l'histogramme prendrait la forme de points distribués de part et d'autre d'une courbe ou d'une droite.

L'hypothèse la plus basique consisterait à supposer que les valeurs des pixels de B' sont liées à celles de A par un coefficient constant.

Cependant, on comprend aisément que cela ne peut être le cas pour la totalité des pixels. Ceci s'explique notamment par :

- l'apparition et la disparition d'éléments d'une image à l'autre.
 On remarque ici que la personne et la voiture de droite ont disparu sur B'.
 La camionnette de gauche, quant à elle, a été remplacée par une voiture sur B'.
- le déplacement et le changement d'orientations d'objets et d'ombres au cours temps.
 On visualise en effet un changement de position du palmier en bas à droite. La transformation de recalage appliquée sur B permet alors d'apprécier davantage la direction et la distance de ce déplacement sur le cliché B'.
- le changement de teinte de certaines structures. On se rend effectivement compte que le panneau a été repeint en violet sur l'image B.
- les modifications de forme. On remarque que certaines branches ont été coupées sur

l'un des arbres de gauche. De minimes modifications de forme peuvent également être présentes, par exemple au niveau de la végétation en fonction de la force et de l'orientation du vent....

Tous ces éléments contribuent à réduire le degré de similarité maximal possible entre A et B'. La mesure de similarité ne peut donc atteindre 100%.

L'histogramme conjoint présentera donc nécessairement l'aspect de points plus ou moins dispersés de part et d'autre d'une droite ou courbe.

On peut toutefois espérer optimiser le recalage en ajustant la transformation de façon à maximiser cette mesure de similarité et donc à réduire la dispersion des points sur l'histogramme conjoint.

Par ailleurs, du fait d'une différence de cadrage entre les clichés, certaines régions de A n'apparaissent pas au niveau de B' et vice-versa.

Par conséquent, ces zones non superposables ne peuvent être comparées dans le temps.

De manière intuitive, on pourrait évidemment imaginer les modifications au sein de ces régions. Il est fortement probable par exemple de trouver davantage de bicyclettes à gauche en courant de matinée sur l'image A, qu'en début de soirée sur l'image B'. Cependant, rien ne permet d'affirmer cette hypothèse étant donné que les images ne se superposent pas en cette région.

On peut davantage apprécier ces différences sur l'image C correspondant à la fusion de A et B'. Les données de l'image de référence A y sont visibles par transparence.

On visualise ainsi l'apparition, la disparition, le déplacement, le changement de forme, d'orientation et de couleur de certains éléments.

Par analogie, cet exemple pourrait être assimilé à un recalage monomodal.

Tout d'abord, comme le montrent les clichés A et B, des séries d'examens ne sont pas toujours réalisées avec le même cadrage/orientation (patient positionné différemment), d'où la nécessité de recaler les images afin de les comparer au mieux.

Des examens peuvent également avoir été réalisés avec des paramètres variables, ce qui implique notamment des différences de contraste et de niveau de gris d'une série à l'autre.

Sur des examens recalés, on pourrait aussi observer les changements de forme et de structure de certains tissus. On objectiverait ainsi le développement de lésions carieuses par exemple. On imagine ici que la camionnette de l'image A constitue une dent intacte, se retrouvant affectée par une volumineuse carie en B'. La structure de la dent est ainsi modifiée voire détruite, ce qui la diminue de taille et modifie son apparence, d'où la présence de l'engin noir plus petit, substituant la camionnette au niveau de B'. On pourrait également poursuivre l'analogie en considérant l'un des arbres de gauche comme une tumeur s'étant accrue de l'image A à B'.

On apprécierait notamment les variations de position de certains organes : d'un canal mandibulaire refoulé (symbolisé par le palmier ici) par un processus tumoral par exemple. Un produit de contraste (comme le gadolinium) pourrait de plus mettre en évidence une ou plusieurs structures (des zones vasculaires par exemple) en modifiant leurs couleurs apparentes sur l'examen. C'est ce qu'illustre le panneau bleu repeint en violet sur le cliché B'. Enfin, on se retrouverait également face à des éléments transitoires, comme un processus inflammatoire aigue par exemple. Sur l'image A, celui-ci serait représenté par la personne marchant à côté de la voiture. Cette dernière pourrait matérialiser un implant. La péri-implantite très agressive ici, aurait alors nécessité la dépose de l'implant, d'où la disparition de la voiture et de la personne au niveau de B'.

B) Les différents types de transformations

De nombreux types de transformations peuvent être utilisés pour réaliser un recalage d'images (Betrouni *et al.*, 2009).

Les voici détaillées et illustrées (figure 8) au moyen de figures géométriques simples à deux dimensions.

Image de référence	Trans	sformation		
	I	Rigide	Globale	
	Non	Affine -	Globale	
			Locale	
		Drojective	Globale	
			Locale	
		Défermenting	Globale	
		Deformative	Locale	

Figure 8 : Tableau récapitulatif des différentes transformations géométriques permettant le recalage

Documentation personnelle selon Betrouni et al., 2009, Maintz et Viergever, 1998.

a) Les transformations rigides

Ce sont les transformations les plus simples. Elles consistent à effectuer des opérations de translation et de rotation sur la totalité de l'image. Les dimensions des structures sont ainsi préservées. C'est pourquoi ce mode de transformation ne suffit généralement pas à obtenir un recalage de qualité. Ceci s'explique par l'impossibilité de pallier les déformations résultants des mouvements du patient (cycles respiratoires et cardiaques, variations morphologiques d'organes en fonction de la posture, du temps...). Ce mode de transformation peut toutefois convenir au recalage de structures osseuses.

b) Les transformations non-rigides

Il s'agit du mode de transformation le plus couramment employé. Il permet de réaliser du recalage non rigide, appelé également recalage élastique. Ce type de transformation peut s'effectuer de manière globale sur la totalité de l'image ou de manière localisée lorsque seules des points ou régions spécifiques sont concernées. Il est notamment possible de combiner différentes transformations localisées au sein d'une même image.

Transformation affine

En plus des mouvements de translation et de rotation, cette transformation permet d'intégrer différents changements d'échelles suivant les trois directions de l'espace.

Transformations projective

Cette transformation consiste à projeter les structures suivant des axes ou plans.

Ceci permet de corriger une différence de perspective entre deux images et d'effectuer notamment du recalage 2D-3D.

Transformation déformative

En plus des paramètres de translations, rotations et changements d'échelle, il est possible de courber globalement ou localement différentes régions de l'image.

Ces déformations sont symbolisées ici par des courbures de segments constituant les figures initiales. On comprend aisément que plus on induit de déformations localisées, plus

l'expression algébrique de la transformation devient complexe.

On matérialise fréquemment de telles transformations par des fonctions de type B-Splines. Celles-ci sont composées d'intervalles contenant chacun des fragments de polynômes de différents degrés.

Les fonctions mathématiques représentant ces transformations peuvent notamment être établies à partir d'équations issues de mécaniques des fluides et élastique.

On matérialise le modèle élastique en considérant l'image comme une plaque métallique déformable en plusieurs points d'ancrage. Des forces externes induisent ces déformations tandis que des forces internes s'y opposent afin d'éviter un lissage trop important de l'image. Le lissage correspond à une atténuation progressive des niveaux de gris des pixels en certains points ou régions. Autrement dit, plus l'image est lisse et plus les contours de ses différentes structures apparaissent flous. Les déformations importantes génèrent ainsi du bruit, ce qui limite l'exploitation de ces modèles élastiques. La conservation de la topologie n'est pas garantie et les temps de calculs apparaissent de plus relativement importants.

En résumé, un modèle de recalage élastique trouve ses limites lorsque les contraintes de déformations deviennent trop importantes. Cette propriété peut être assimilée par analogie à un véritable élastique qui se rompt suite à un étirement excessif.

Les modèles fluides, quant à eux, présentent un problème radicalement opposé. Ceux-ci possèdent en effet beaucoup plus de degré de liberté (tout comme les fluides dans la réalité) si bien qu'on se retrouve obligé de les contraindre partiellement par un **terme de régulation**, encore appelé **énergie de régulation**.

Les modèles fluides tolèrent de plus larges déformations tout en permettant une meilleure conservation de la topologie. Les calculs sont cependant beaucoup plus longs par rapport aux modèles élastiques.

Dans le cadre d'un recalage iconique, on rencontre également la possibilité d'utiliser des modèles reposant sur le **flot optique**. Le terme « flot» renvoie notamment à une notion de vitesse. En effet, les déformations à appliquer sur l'image flottante peuvent être matérialisées par des vecteurs vitesse appliqués en chaque point. Différents mouvements ou « flux » peuvent ainsi être observés.

On cherche alors à estimer les mouvements des différents éléments en analysant les valeurs des pixels des coupes à recaler. Dans les cas de faibles déplacements, on se base le plus

souvent sur une hypothèse de conservation de l'intensité lumineuse entre les images. Ceci permet de simplifier les calculs et peut particulièrement convenir au recalage monomodal et au suivi des mouvements cardiaques par exemple (Lu *et al.*, 2013). Des variantes de l'algorithme ont toutefois été développées afin de s'adapter davantage à la multimodalité. Cette méthode s'avère relativement rapide, elle est de plus fréquemment couplée aux approches bipyramidales contribuant également à renforcer la robustesse et la vitesse d'exécution.

Un autre outil particulièrement développé porte le nom d'algorithme des démons. Introduit par Thirion (1998), celui-ci fait référence au concept thermodynamique des démons de Maxwell. Ces démons représentaient des opérateurs censés perturber la seconde loi de la thermodynamique: « Toute transformation d'un système thermodynamique s'effectue avec augmentation de l'entropie globale incluant l'entropie du système et du milieu extérieur. » Un système présente une entropie (ou degré de désordre) minimal lorsqu'il se retrouve dans un état parfaitement homogène en tout point. Il en découle que la transformation d'un système isolé ne peut s'effectuer que selon un seul sens. Imaginons une boîte scindée en deux compartiments, l'un contenant de l'air chaud et l'autre de l'air froid. En levant la cloison séparant les milieux, l'air chaud cède de la chaleur au milieu plus froid, de façon à atteindre un équilibre thermique dans l'ensemble de la boîte. Cette transformation s'avère évidemment irréversible. En effet, des volumes distincts d'air chaud et d'air froid ne vont pas se reformer spontanément de chaque côté de la boîte. Ce sens de réaction n'est toutefois valable que de manière statistique. A l'échelle nanoscopique, des particules de vitesse lente (responsables de l'air froid) peuvent tout à fait céder de l'énergie à des particules plus rapides (véhiculant de l'air plus chaud). Ce phénomène de cession d'énergie s'avère cependant beaucoup plus fréquent dans le sens opposé. Maxwell projetait d'exploiter cette « faille » nanoscopique afin de tenter de renverser la deuxième loi à l'échelle macroscopique également. Il imagina que la cloison séparant la boîte était constituée de plusieurs petites portes contrôlées par des « démons » postés à l'entrée. Les démons malicieux décident d'ouvrir ou de fermer ces portes à leur guise (pour s'opposer à la loi) de façon à autoriser le passage des particules rapides seulement du compartiment froid au compartiment chaud et des particules froides, du compartiment chaud au compartiment froid. Si on dispose au départ de deux compartiments de températures inégales contenant chacun des particules à vitesse lente et rapide, on se

retrouve ainsi au terme de l'expérience avec un compartiment d'air chaud contenant exclusivement des particules rapides et un autre d'air froid contenant uniquement des particules lentes. Une source froide a donc donné de la chaleur à une source plus chaude. L'entropie globale a diminué (chaque compartiment est plus homogène qu'au début : un compartiment chaud de particules rapides et un compartiment froid de particules lentes), ce qui entre en contradiction avec la 2ème loi.

Il a été démontré par la suite que ces démons constituaient en réalité de faux paradoxes et qu'ils ne pouvaient en aucun cas renverser cette loi fondamentale de la physique (Maxwell et d'autres savants n'ont effectivement pas réussi à trouver un système de « démon » (d'où la dénomination notamment) matérialisant l'expérience imaginée. En réalité, un démon de la sorte, ne constitue pas une entité passive. Celui-ci consomme de l'énergie pour analyser les particules (lentes ou rapides) se présentant face à lui puis pour les laisser passer ou non. Le démon crée ainsi du désordre et augmente l'entropie. Pour un système macroscopique, la quantité d'informations à analyser par le démon serait énorme. L'entropie croîtrait alors également de façon importante. L'entropie globale du système augmente donc bel et bien et le 2^{ème} principe de la thermodynamique reste valable). De manière analogique, dans le cadre d'un recalage d'images, des démons joueraient ici le rôle de perturbateurs. Ces derniers seraient positionnés en tout point de l'image flottante et appliqueraient chacun un vecteur force visant à déformer un objet de façon à l'aligner avec son homologue sur l'image de référence. Ces démons « intelligents » emploieraient l'algorithme afin d'évaluer l'appariement des structures, puis chercheraient à le perfectionner en déterminant et en réalisant des transformations locales de plus en plus judicieuses. La déformation de l'image flottante s'effectue donc progressivement au fur et à mesure des réitérations de l'algorithme. Cette méthode présente de très bons résultats et s'avère plus rapide que la plupart des modèles fluides et élastiques, ce qui explique son intérêt particulier. De ce fait ont été développées de nombreuses variantes de l'algorithme.

C) Interpolation

La seule application d'une transformation ne suffit pas à effectuer un recalage d'images numériques. En effet, on se retrouve confronté de manière systématique au problème illustré ci-dessus.

La figure 9a montre une image de référence délimitée par un quadrillage dont chaque carreau représente un pixel. On visualise également un carré formé par neuf pixels gris.

Lorsqu'on applique une transformation globale (ici translation vers le haut et la droite et rotation dans le sens horaire), on obtient une image flottante dont le quadrillage ne correspond plus du tout à celui de l'image de référence. Or, le quadrillage de référence représente la disposition, évidemment immuable, des pixels de l'écran. Par conséquent, l'image flottante ne peut qu'être visualisée suivant cette même disposition, ce qui implique la nécessité de transférer les points (c'est-à-dire les carreaux) de l'image flottante sur les pixels de la grille de référence.

C'est cette opération que l'on nomme interpolation. Celle-ci doit également répondre à une problématique concernant les niveaux de gris.

En effet, on remarque que le carré gris de l'image flottante (sur la figure 9a) n'est plus uniquement contenu sur neuf pixels au niveau du quadrillage de l'image de référence, mais se retrouve notamment présent partiellement sur plusieurs pixels voisins. Or, un pixel ne peut être affecté que d'une seule valeur de niveau de gris. On se retrouve ainsi confronté à la question de savoir quelle valeur de niveau de gris doit être attribuée à ces pixels afin de limiter au maximum des distorsions de l'image (Camino *et al.*, 2006). L'interpolation permet également de résoudre ce problème.

En somme, il s'agit suite à une transformation, de rééchantillonner, c'est-à-dire de transférer les valeurs de niveaux de gris des points de l'image flottante sur les pixels délimités par la grille de référence (=disposition des pixels de l'écran). Ceci peut s'effectuer de différentes manières. La méthode la plus simple consiste à interpoler au plus proche voisin, c'est-à-dire d'attribuer la valeur de niveau de gris du pixel le plus proche.

Sur la figure 9c, le pixel E2 prendrait ainsi la valeur du pixel B₃'.

Cependant, les centres des pixels flottants (bleus) se retrouvent plus ou moins éloignés des centres des pixels de référence (rouges), ce qui mène inévitablement à des distorsions locales de degré divers (figure 9b).

De plus, certains pixels pourraient se retrouver affecter de plusieurs valeurs différentes, ce serait parfois le cas pour le centre d'un pixel de référence se situant à équidistance des centres de deux pixels flottants.

Ces éléments peuvent rendre la construction de l'image relativement peu précise, donc bruitée.

Une approche plus minutieuse consiste à réaliser une interpolation bilinéaire (image 2D), voire trilinéaire (image 3D) (Betrouni *et al.*, 2009).

L'interpolation bilinéaire estime le niveau de gris du point transformé en calculant une moyenne pondérée des niveaux de gris des voisins de ce point sur l'image résultante.

Cette pondération s'effectue en fonction de la distance séparant le centre du pixel de l'image de référence et les centres des quatre plus proches pixels de l'image flottante.

Ainsi sur le schéma ci-dessous, la valeur du pixel E2 de la grille de référence s'approchera le plus de celle de B3' (pixel image le plus proche), puis de façon décroissante de celles de B2', C3' et C2' (pixels images de plus en plus éloignés).

L'interpolation bi ou tri-linéaire fournit de meilleurs résultats que l'interpolation au plus proche voisin (Hsieh *et al.*, 2009 ; Mishra *et al.*, 2006) mais présente l'inconvénient de faire apparaître de nouvelles valeurs de niveau de gris.

De nombreux autres algorithmes d'interpolation encore plus poussés ont été élaborés afin de réduire au maximum les distorsions.

Les interpolations de type « cubique » par exemple, prennent en compte les valeurs de davantage de pixels voisins par rapport aux interpolations linéaires.

Enfin, des interpolations complexes de type Spline permettent également d'optimiser les résultats.

La qualité des différents types d'interpolations peut être appréciée sur les figures 10 a, b, c et d.

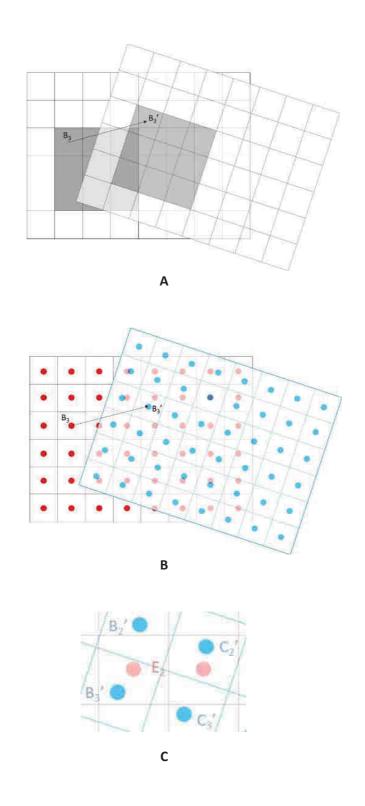


Figure 9 : Problématique de l'interpolation

Documentation personnelle selon Camino et al., 2006; Hutton et al., 2003.











Figure 10 : Qualité des différents types d'interpolation

Documentation personnelle, image extraite de www.amytop.fr

On agrandit l'image initiale (au centre) en intercalant des pixels entre les pixels déjà présents. L'interpolation permet de déterminer les niveaux de gris de ces nouveaux pixels.

Comme le montrent les images périphériques, les interpolations au plus proche voisin, linéaire et cubique offrent respectivement une qualité d'image croissante. Une interpolation idéale, beaucoup plus complexe permettrait d'obtenir le résultat de la figure en bas à droite.

Remarque:

Les figures 9a et 9b illustrent également le phénomène de recouvrement partiel.

En effet, l'image flottante transformée ne se superpose pas en tous points et régions de l'image de référence.

Le recouvrement partiel se rencontre le plus souvent lorsqu'on effectue un recalage simple (rigide) dans des situations où une transformation plus complexe serait nécessaire. Le recalage élastique permet alors presque toujours, notamment par l'intermédiaire de déformations localisées, de superposer davantage de surface.

Lorsqu'il existe un faible recouvrement partiel celui-ci peut également être corrigé par interpolation. Etant donné que ce procédé prend en compte les valeurs de plus ou moins de pixels voisins, il devient possible de collecter des informations issues de certains pixels proches et situés dans des zones non-superposées. Cette astuce n'est évidemment plus applicable pour des pixels davantage éloignés.

Ce phénomène impose donc à l'opérateur de superposer au mieux les images au niveau de zones d'intérêt en priorité.

Les points où régions non superposées représentent ainsi des zones que l'on ne souhaite généralement pas analyser.

D) Optimisation

La transformation parfaite de recalage n'existe pas. On retrouve constamment des points ou zones aberrantes responsables d'artéfacts au sein des images recalées. Il existe une multitude de transformations qui permettraient d'obtenir des résultats satisfaisants. L'amélioration d'une transformation s'avère toujours possible, d'où l'introduction presque systématique d'une étape d'optimisation. Ce processus peut s'effectuer à différents niveaux.

a) Notions de traitement d'images

Une image peut être décomposée de manière fréquentielle. Les hautes fréquences correspondent aux détails de l'image, tandis que les basses fréquences sont responsables des contours et des formes des différentes structures.

Un filtre « passe-bas » supprimant les hautes fréquences a ainsi pour effet d'accentuer les contrastes et donc les contours au détriment des détails. A l'inverse, un filtre « passe-haut » supprimant les basses fréquences, fait ressortir davantage de détails en dépit des contours. En traitement d'images, on procède notamment de manière courante à des opérations

d'échantillonnage. Celles-ci permettent d'exploiter les données d'un signal de façon plus ou moins précise. Afin d'illustrer ce principe, prenons le cas d'un simple signal sinusoïdal (figure 11). L'échantillonnage d'un signal consiste à ne retenir les valeurs d'amplitude qu'à intervalles de temps réguliers. Ainsi, plus on échantillonne à une fréquence élevée, c'est-à-dire à des intervalles de temps rapprochés, plus la reconstitution du signal devient précise.

Simplifier une image nécessite donc de diminuer la fréquence d'échantillonnage tout en la maintenant suffisamment haute afin d'éviter une trop grande perte d'informations.

Cette éventuelle perte de données correspond à un **phénomène de repliement** du spectre (fréquentiel) de l'image, encore appelé « **aliasing** » en anglais.

Afin d'éviter un tel phénomène, la fréquence d'échantillonnage f_e doit au moins être égale au double de la fréquence f du signal périodique d'origine. Il s'agit du **théorème de Nyquist-Shannon**.

Sur le graphique de gauche (figure 11), la fréquence d'échantillonnage est moins élevée que le double de la fréquence du signal initial. Le signal est ainsi **sous-échantillonné**, et sa représentation en pointillés s'avère très différente et non représentative de celle d'origine. En revanche sur l'image de droite, le signal est correctement échantillonnée et son allure initiale relativement bien préservée.

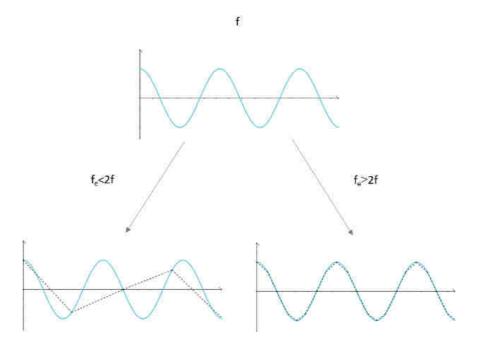


Figure 11 : Echantillonnage d'un signal Documentation personnelle selon Dillenseger et Moerschel, 2009.

b) Augmentation de la complexité des données : approches bipyramidales

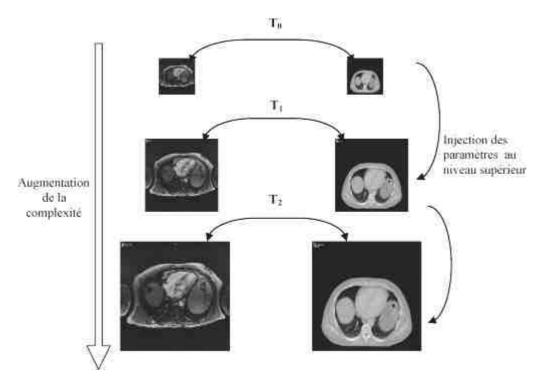


Figure 12 : Approche bipyramidale Selon Betrouni *et al.*, 2009.

Une stratégie d'optimisation couramment utilisée, suggère d'augmenter la complexité des données par approche bipyramidale (Betrouni *et al.*, 2009). Celle-ci consiste à décomposer puis à organiser simultanément les images de chaque série d'examen sous forme de pyramides (une pyramide de référence et une pyramide flottante). Ces pyramides se composent de différents niveaux.

Le niveau le plus bas correspond à l'image la plus précise et le sommet (ou niveau le plus haut) à l'image la plus simplifiée (qui présente notamment la résolution la plus faible). On construit les pyramides de la manière suivante en appliquant aux images initiales de chaque série (flottante et référente) des changements d'échelle, filtres et sous échantillonnage dans le but de les simplifier (Je et al., 2013). Une première transformation de recalage est alors appliquée sur l'image flottante afin de l'apparier à l'image de référence. Comme les images sont simplifiées, la recherche de la transformation l'est également. Ces premières images recalées constituent ainsi les sommets des deux pyramides. Ces images font ensuite l'objet de transformations visant à les rendre plus précises (augmentation de la résolution, échantillonnage plus précis, filtre passe-haut moins restrictif...).

Il en résulte un couple d'images plus complexe sur lequel est effectué un nouveau recalage. Cette opération s'avère généralement minime puisque les images dérivent de celles qui ont déjà été recalées au niveau supérieur. Le duo d'images obtenu représente alors le niveau inférieur des pyramides. Les étages inférieurs sont ainsi construits de manière itérative en augmentant la complexité des données du niveau actuel puis en recalant les images résultantes. On retrouve généralement trois niveaux au sein de ces pyramides. Ce nombre varie en fonction de la complexité des images et de la qualité de recalage souhaitée. Il est évident que plus ce nombre augmente, plus le recalage s'améliore malgré des temps de calculs plus longs.

De nombreux modèles de pyramide existent. Leur intérêt commun réside en la conception d'images simplifiées aux niveaux les plus hauts, ce qui facilite le traitement des données et la vitesse d'élaboration des algorithmes de recalage dans un premier temps (Lotterie *et al.*, 2012). L'algorithme est ensuite perfectionné et devient de plus en plus complexe au fur et mesure que l'on descend vers les niveaux les plus précis de la pyramide (où les artefacts sont progressivement diminués et les détails des images réintroduits). L'analyse des différents niveaux de la pyramide permet notamment de repérer les structures invariantes, ce qui peut constituer une aide intéressante dans la sélection de primitives fiables dans le cadre d'un

recalage géométrique. Ces procédés permettent ainsi d'exploiter davantage de données au niveau des images et donc d'éliminer certains artéfacts, ce qui contribue à améliorer la robustesse des algorithmes.

c) Augmentation de la complexité de la transformation

On rencontre également la possibilité d'améliorer le recalage en ajustant les paramètres de transformations voire en modifiant le type de fonction algébrique (ex : sinusoïde, Spline...) utilisée. Il s'agit fréquemment de rendre cette transformation plus complexe en dépit de temps de calculs plus longs.

Cependant, comme nous le verrons plus tard dans les critères de recherche des algorithmes, on ne s'attache pas toujours à rechercher la transformation la plus précise. En effet, on essaye le plus souvent de réaliser un compromis entre différents paramètres. Devant certaines situations par exemple, on pourrait volontairement établir une transformation moins complexe et moins précise afin de répondre à un besoin de rapidité. On parle de minimiser la fonction de coût. Certains logiciels mettent notamment à disposition des estimateurs, qui représentent des outils permettant d'ajuster et d'optimiser les paramètres de transformation. Cette étape d'optimisation peut également s'effectuer en appliquant une série de transformations de différents types, par exemple commencer par une transformation affine puis induire des transformations localisées plus ou moins complexes. De nombreux types d'algorithmes d'optimisation sont développés dans la littérature. Leur emploi dépend non seulement de la situation clinique mais aussi des objectifs recherchés par l'opérateur. Le choix d'un tel algorithme reste donc en partie subjectif.

d) Procédures d'optimisation antérieures à la réalisation des examens

Il paraît essentiel d'ajouter qu'il est possible d'entreprendre des mesures d'optimisation préalablement à la réalisation des examens d'imagerie.

Tout d'abord, une procédure de recalage peut être facilitée en utilisant des systèmes de contention du patient durant l'examen. En effet, comme cela a été démontré en radiothérapie

(Vermandel *et al.*, 2010 ; Bondiau *et al.*, 2004), le fait de repositionner le patient dans une posture similaire d'un examen à l'autre simplifie énormément les étapes de calculs. A cet effet, Lotterie *et al.* (2012), proposent d'utiliser un cadre stéréotaxique. Il s'agit d'un dispositif métallique permettant d'immobiliser la tête du patient et d'obtenir une position reproductible au travers des différents examens d'imagerie.

Au niveau dento-maxillaire, Kang et al. (2014), évoquent notamment la possibilité d'utiliser un mordu en silicone des arcades dentaires afin de retrouver une occlusion et une position mandibulaire stables, reproductibles. Il faut cependant veiller à ce que le mordu ne soit pas trop volumineux pour ne pas étirer les tissus mous et augmenter la dimension verticale d'occlusion. Ce dispositif a été ici employé dans le cadre d'une procédure d'optimisation de recalage entre captures numériques de caméra intra-orale et images CBCT. Dans la mesure où des artefacts peuvent gêner la vision des dents sur un CBCT, l'équipe a évalué la faisabilité de substituer la région dentaire de l'examen par des images numériques issues d'une caméra intra-orale. Les surfaces dentaires sont tout d'abord capturées par la caméra qui s'occupe ensuite de scanner le volume du mordu en extra-buccal. Ce dispositif de stabilisation occlusale se trouve en revanche en bouche lors de l'acquisition CBCT. Une première étape de recalage rigide permet alors de positionner les arcades dentaires en occlusion au niveau des images digitales. (Un processus similaire est d'ailleurs effectué au cours du traitement d'empreintes optiques dentaires (prises par un dispositif de scannage 3D) afin de retrouver une position occlusale correcte, indispensable à la conception d'une couronne par exemple (Park et al, 2015).). Les images digitales des dents sont ensuite recalées et fusionnées au CBCT. L'étude montre alors que l'emploi d'un mordu permet d'obtenir des images recalées de qualité. Ceci trouve principalement son utilité en chirurgie orthognatique où la vision des surfaces et rapports occlusaux dentaires constitue un point essentiel à toute planification (Bettschart et al, 2012). A la place des mordus, on utilise généralement des cales dentaires bilatéraux permettant de reproduire le degré d'ouverture buccale nécessaire à l'opération.

A l'avenir, comme le soulignent Vermandel *et al.* (2010), les procédures de recalage seront également simplifiées par le développement et l'utilisation croissante de l'**imagerie hybride**. Cette dernière permet d'effectuer simultanément des examens de différentes modalités. On s'affranchit ainsi d'éventuels soucis d'appariements liés aux variations de positions (du patient, des organes) systématiquement présentes sur des examens réalisés à différents instants.

E) Validation

Plusieurs méthodes de validation d'algorithmes de recalage sont décrites dans la littérature, cependant il n'existe aucun consensus. En effet, d'après Camino *et al.* (2006) notamment, la comparaison de ces outils d'évaluation peut paraître inappropriée dans la mesure où ceux-ci sont généralement établis pour correspondre à des situations cliniques bien précises. De plus, la plupart de ces méthodes n'exploitent qu'un nombre restreint d'informations, par exemple des points de repères anatomiques. Or, ceci n'est guère représentatif de l'ensemble de l'image. Un algorithme peut notamment présenter des paramètres variables d'une région à l'autre de l'image. Ainsi, un algorithme peut paraître efficace pour recaler des régions osseuses mais peut sembler médiocre pour recaler d'autres zones correspondant à des organes déformables. Toutefois, il est reconnu que ce type de procédé peut convenir pour valider des algorithmes de recalage rigide à condition que la résolution de l'image permette une localisation extrêmement précise des points de repères.

On peut notamment recourir à des tests de consistance. Ces derniers proposent d'évaluer un algorithme en l'employant au cours d'une série de recalage illustrés.

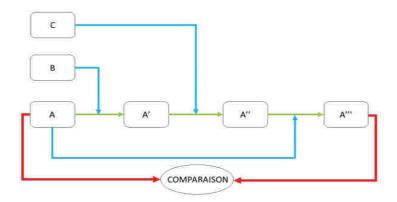


Figure 13: Test de consistance

Documentation personnelle selon Camino et al.,2006.

Il s'agit tout d'abord de recaler une image A avec une image B. L'image A'obtenue est ensuite recalée avec une image C, puis l'image résultante A'' se retrouve recalée sur l'image initiale A. L'algorithme de recalage idéal permettrait alors à ce stade de retrouver rigoureusement la même image A de départ. Or l'algorithme parfait n'existe pas, ce qui implique que des erreurs s'ajoutent systématiquement à chaque étape. On considère alors que la somme des erreurs cumulées au terme de cette suite de recalage constitue un indicateur représentatif de la qualité de l'algorithme.

Si les méthodes de validation demeurent controversées, les critères recherchés au sein d'un algorithme de recalage le sont beaucoup moins. Betrouni *et al.* (2009) en rappellent six, retrouvés chez la plupart des auteurs :

- L'exactitude, c'est-à-dire la précision du recalage entre deux points équivalents
- La fiabilité ou reproductibilité, autrement dit l'aptitude de l'algorithme à converger vers des résultats identiques en recalant plusieurs fois la même image. Ce critère trouve particulièrement son indication lorsque l'algorithme se base sur des modèles probabilistes (aléatoires).
- La robustesse, c'est-à-dire la capacité de l'algorithme à livrer des résultats optimaux malgré des conditions initiales variables (taille des images, position du patient, utilisateurs dans le cadre de recalages automatiques ou semi-automatiques...)
- La détection automatique des défauts
- La complexité et la rapidité de la transformation
- La présence ou absence de standards c'est-à-dire de phases de tests de l'algorithme sur un fantôme qui constitue un objet dont la géométrie est parfaitement connue (Bonniaud et al., 2006; Buhl et al., 2010). Il s'agit de comparer les résultats de l'algorithme aux paramètres réels mesurés directement sur le fantôme. Plus le fantôme est représentatif de l'anatomie d'un sujet et plus des résultats concluants à ce niveau laissent penser que l'algorithme pourrait également s'avérer fiable en pratique clinique.

F) Visualisation d'images recalées

L'observation simultanée d'images recalées s'effectue en affichant les séries d'examen couplées côte à côte. L'opérateur peut alors explorer les différentes coupes radiologiques au moyen d'un curseur qui se déplace de manière synchronisée dans une position anatomique identique au sein des deux séries (figure 14).

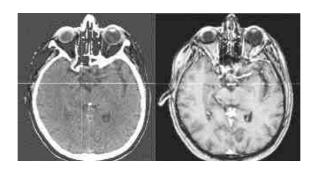


Figure 14 : Visualisation d'examens recalés
Selon Boisserie et al., 2005.

Coupe horizontale de scanner à gauche, et coupe d'IRM recalée à droite

G) Visualisation d'images fusionnées

Il existe de multiples possibilités de fusions d'images. Bonniaud *et al.* (2006) proposent de créer des images composées de différentes zones. Chacune de ces dernières est alors affichée suivant la modalité d'examen jugée la plus judicieuse. Différents modes de fusion peuvent être ainsi énumérés en fonction de la forme de ces zones (figure 15).

Une autre possibilité de fusion (figure 16) consiste à ajuster l'échelle de couleurs des images, dans le but d'atténuer les couleurs trop vives. Ceci permet, suite au recouvrement par l'examen flottant, de visualiser les données de l'examen de référence par transparence.

Une approche plus ambitieuse revient (figure 17) à sélectionner puis à fusionner uniquement les pixels ou voxels fournissant les données les plus sensibles et spécifiques de chaque modalité. Certains logiciels sont ainsi capables d'extraire spécifiquement les voxels du scanner correspondant aux tissus durs et les voxels de l'IRM matérialisant les tissus mous. La fusion de ces données permet alors de visualiser l'ensemble des structures de manière optimale. Il est également possible de discriminer davantage les tissus durs et mous, en représentant les

voxels d'une des modalités par une échelle de couleur (au lieu d'une échelle de gris). C'est d'ailleurs ce que nous ferons pour les cas de notre étude.

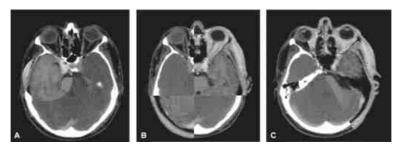


Figure 15 : Modes de fusions partielles

Selon Bonniaud et al., 2006.

Les images A, B et C illustrent respectivement les modes de fusion dits en « loupe », « carreau » et « diagonale ».

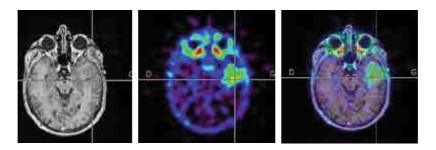


Figure 16 : Fusion d'images par simple ajustement des échelles de couleurs Selon Bonniaud *et al.*, 2006.

L'image d'IRM à gauche est recalée avec l'image spectroscopique du milieu. Ces deux images sont fusionnées sur l'image de droite. L'échelle de couleurs des données spectroscopiques se retrouve simplement ajustée et atténuée de manière à ne pas masquer les informations de l'IRM.

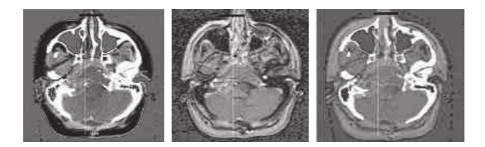


Figure 17 : Fusion d'images sans recours aux échelles de couleurs

Selon Boisserie et al., 2005.

L'image de gauche représente une image CT recalée avec l'IRM du milieu. Ces deux images sont fusionnées sur l'image de droite. Les voxels du CT représentant les tissus durs, remplacent les voxels géométriquement équivalent de l'IRM, sans être mis en valeur par une échelle de couleur.

- II Etude de l'apport du recalage en imagerie dento-maxillaire
- 1) Protocole de recalage et de fusion d'images sur Osirix

A) Avant-propos

Pour cette étude, nous allons effectuer des recalages géométriques d'examens CBCT et IRM à l'aide du logiciel Osirix. Ce dernier, uniquement disponible sur les systèmes d'exploitations Macintosh, est téléchargeable sur internet et symbolisé par le logo suivant.



- B) Télécharger un examen
- a) A partir d'un serveur
 - Au niveau de la page d'accueil, sélectionnez la **Source** (zone 8 figure 18) dans laquelle rechercher l'examen : Documents BdB, PACS, Description.
 - Dans la barre des tâches (zone 3 figure 18), cliquez sur l'icône Demander



- Recherchez le patient souhaité à l'aide de divers renseignements possibles (nom, numéro ID, date de naissance...) dans la barre d'informations (zone 6 figure 18).
- Cliquez sur l'examen à télécharger et appuyez sur l'icône située dans la colonne entre Nom et ID du patient.
- b) A partir d'un fichier enregistré sur l'ordinateur ou sur un support amovible
 - Allez dans **Fichier** puis cliquez sur **Importez**.
 - Rechercher et sélectionnez l'examen puis appuyer sur **OK.**

- C) Ouvrir les séquences d'examen
- a) Ouvrir un premier examen
 - Rendez-vous dans **Albums** (zone 7 figure 18) et sélectionnez celui que vous souhaitez.
 - La liste des patients correspondants apparaît alors sur l'écran. Dans le rectangle gris se trouvent les différentes séries d'examens. Un simple clic permet d'afficher l'examen dans le rectangle noir en bas à droite. Il est déjà possible d'y explorer les différentes coupes en positionnant le curseur à ce niveau et en utilisant la roulette de la souris. Un double clic permet d'afficher l'examen en grand sur une nouvelle fenêtre (figure 19).

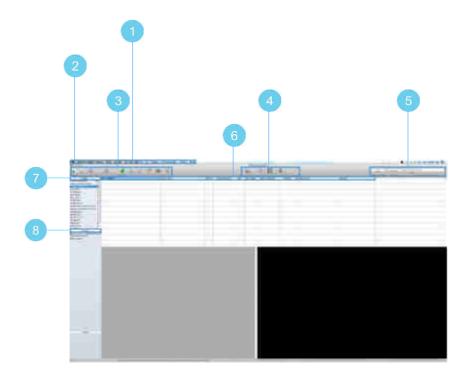




Figure 18 : Présentation des outils de la page d'accueil

- b) Ouvrir et visualiser simultanément une deuxième séquence d'examen
 - Cliquez sur l'icône **Fenêtre** au niveau de la barre d'outils (zone 1 figure 19) et sélectionnez l'icône .
 - Sélectionner le deuxième examen à afficher (zone 7 figure 19).
 - Les examens CBCT et IRM sont alors visibles côte à côte.
 - Afin de travailler au mieux, assurez-vous avec la roulette de la souris, que les séries d'examen défilent dans le même plan axial. Dans le cas contraire, effectuez un clic gauche sur la série d'examen à réorienter puis rendez-vous sur la fenêtre VISU 2D (zone 1 figure 19), et cochez Retourner la série.

Dans le but d'optimiser la vision des examens, différents outils sont mis à disposition (zone 2 figure 19). Il suffit de cliquer sur les icônes ci-dessous puis sur une série d'examen afin d'appliquer les réglages correspondants.

Contraste

Rotation

Défilé des différentes coupes

Sélection d'un tracé de forme (segment, point...)

Les fenêtres du logiciel sont également malléables avec les icônes suivantes (zone 2 figure 18):

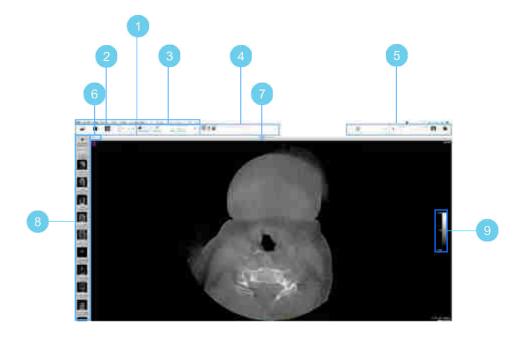
fermer

réduire

maximiser



La taille et le niveau moyen de l'échelle de gris sont réglables manuellement avec la souris, il est cependant possible de les ajuster automatiquement. Pour ceci, cliquez sur **NF/LF** dans la barre d'outils (zone 2 figure 19) et sélectionnez l'option **Toute la dynamique**.



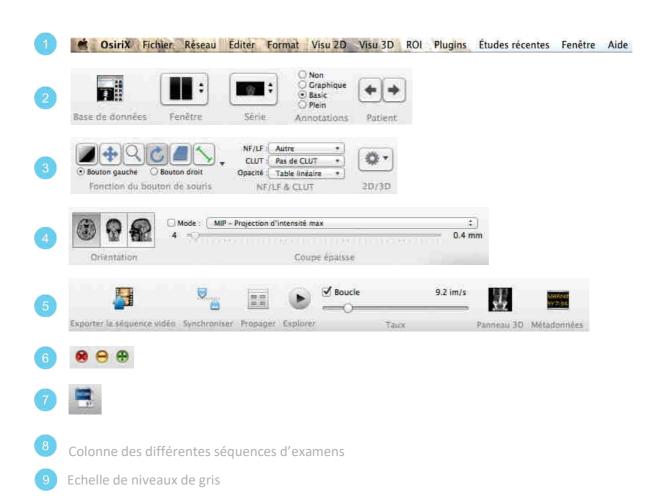


Figure 19 : Visualisation des outils d'analyse d'un examen

- Pour obtenir un recalage de qualité, il est nécessaire d'orienter les plans de coupe du patient selon le même repère orthogonal au niveau de chaque modalité d'examen.
- Pour ceci, cliquez sur la fenêtre Visu 3D (zone 1 figure 19) et sélectionner 3D MPR.
- Une nouvelle fenêtre apparaît (figure 20) et dévoile des coupes des trois plans de l'espace (frontal, sagital et axial).
- En cliquant sur chaque plan de coupe, il est possible avec la roulette de la souris, d'explorer la séquence d'examen suivant la direction de l'espace correspondante.
- Afin de réorienter l'examen, on dispose de deux axes mobiles solidaires et perpendiculaires entre eux (en couleurs, chacun symbolisant une direction dans chaque plan de l'espace). En maintenant un clic gauche sur l'un des axes, on peut faire pivoter l'ensemble des deux axes présents sur chaque coupe. Il s'avère également possible de déplacer le point d'intersection en maintenant celui-ci par un clic gauche. On relâche le clic pour repositionner ce repère dans la position souhaitée.
- Dans notre exemple, nous cherchons à recaler la région mandibulaire, nous exploitons ainsi uniquement des repères situés à ce niveau car l'ouverture buccale est variable.
- Nous commençons par réorienter l'axe antéro-postérieur du plan sagittal. Comme repère nous choisissons d'exploiter le plan d'occlusion molaire du côté droit. Un tel repère n'est toutefois pas toujours bien exploitable en raison d'éventuels artefacts dus à des métaux. On pourrait également se servir du rebord basilaire. Cependant, en explorant les coupes sagittales, nous nous rendons compte que l'inclinaison de ce plan (ou de ce rebord) s'avère relativement variable. Nous devons donc nous assurer de pouvoir retrouver une coupe sagittale équivalente lors de la réorientation de la seconde série d'examen. Il faut tout d'abord se placer dans le plan axial et orienter l'axe antéro-postérieur parallèlement et au milieu de la branche horizontale droite (dans un plan situé au voisinage du plan d'occlusion). Nous pouvons ensuite nous rendre dans le plan sagittal et orienter l'axe antéro-postérieur parallèlement au plan d'occlusion.
- La suite paraît plutôt simple. Nous nous positionnons dans le plan axial et orientons les axes de façon à obtenir une symétrie droite-gauche correcte et un axe antéropostérieur parallèle au plan sagittal.

• Il reste enfin à réorienter les axes dans le plan frontal. Nous orientons l'axe craniocaudal afin de respecter au mieux la symétrie droite-gauche. Simultanément, l'axe droite-gauche est orienté de façon à observer les repères anatomiques équivalents droit et gauche (exemples : rebords orbitaires inférieurs, planchers sinusiens, foramen mandibulaires, foramen mentonnier...) à même niveau dans le sens axial.



la lame horizontale de l'os palatin comme repère; l'inclinaison de cette lame (tout comme du rebord basilaire), s'avère toutefois relativemen inconstante d'une coupe sagittale à l'autre. Afin d'orienter l'axe antéro postérieur de la même manière dans le plan sagittal, il faut ainsi se positionner dans un plan aisément retrouvable au niveau de chaque série d'examen (CBCT et IRM). Le plus simple est de se placer dans le plan sagitta médian. On s'occupe ainsi de réorienter les axes dans les plans axial e frontal dans un premier temps, avant d'ajuster l'axe antéro-postérieur dans le plan sagittal.



Il est évidemment plus difficile de retrouver des repères osseux au niveau d'un examen d'IRM. C'est pourquoi, nous recommandons d'abord de réorienter le patient au niveau de l'IRM et d'y exploiter les repères osseux les plus clairement visibles. Ces derniers sont ensuite aisément localisables sur le CBCT. Cette approche est notamment conseillée par la suite lors de la recherche et du positionnement des points d'ancrage.

Lors de la réorientation du second examen, il ne faut pas hésiter à garder ouverte la fenêtre 3D MPR du 1^{er} examen afin de la consulter à tout moment et d'être sûr d'orienter les coupes de la même manière.



Les repères anatomiques exploités pour la réorientation doivent se situer au plus près de la future région à recaler. L'ensemble du corps du patient n'étant pas rigide, les structures anatomiques et organes ne se déplacent pas de manière homogène lorsque le patient change de position. Dans le cadre d'un recalage des maxillaires, il s'avère ainsi peu judicieux d'exploiter des repères osseux au niveau de la colonne vertébrale. On comprend que le choix des repères varie en fonction de la situation clinique, de la qualité de vision des repères, de la zone à recaler... Ceci est également le cas lors de la sélection des points d'ancrage qui sera décrite juste après.





Figure 20 : Visualisation des outils du menu 3D MPR

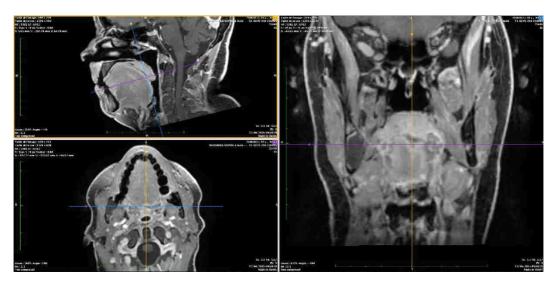


Figure 21 : Visualisation de l'examen d'IRM avant réorientation

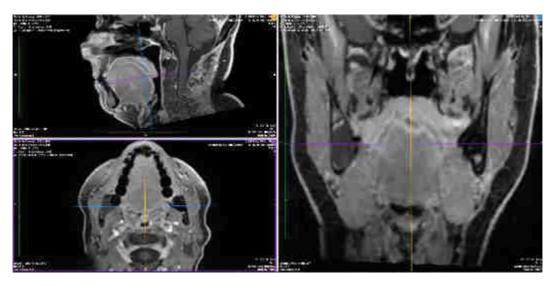


Figure 22 : Visualisation de l'examen d'IRM réorienté dans les trois plans de l'espace

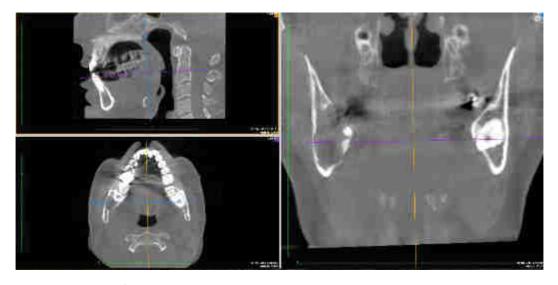


Figure 23 : Réorientation de l'examen de CBCT dans les trois plans de l'espace

E) Enregistrement des séries réorientées

Le volume enregistré correspond à un parallélépipède rectangle. L'enregistrement se fait à partir du centre géométrique de ce parallépipède qu'il nous incombe de placer à la localisation de notre choix.



Ce centre se situe au niveau de l'intersection des trois plans de l'espace. Une fois les axes réorientés, il est possible de les déplacer sans affecter la réorientation du patient, tout juste réalisée. Pour cela, il faut se positionner successivement au niveau de chaque série de coupes (sagittale, frontale, axiale) et glisser les axes avec la roulette de la souris de façon à positionner le point d'intersection de ces axes au niveau du centre du futur parallélépidède enregistré.

- Cliquez sur l'icône DICOM
- À.

de la barre d'outil (zone 5 figure 20).

La fenêtre ci-dessous apparaît.

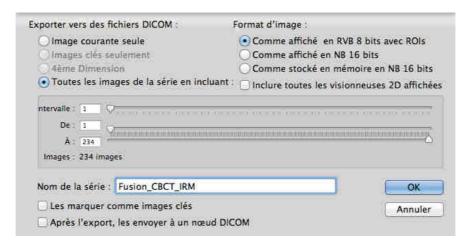


Figure 24 : Fenêtre d'enregistrement d'une série réorientée dans le menu 3D MPR

- Donnez un nom à la série réorientée.
- Cochez Meilleur rendu dans qualité.
- Cochez 16 bits NB, et sélectionner une série avec les paramètres suivants dans
 Séquence.
- Cochez Lot à traiter et la mention « Même épaisseur » dans « Intervalle (mm) ».

 Déplacez les deux curseurs à droite de « De » et de « A » afin de définir les différentes coupes à inclure dans l'enregistrement. Le nombre de coupes sélectionnées est indiquée en bas de la fenêtre. Ces coupes sont matérialisées en violet comme illustré sur la figure 24.

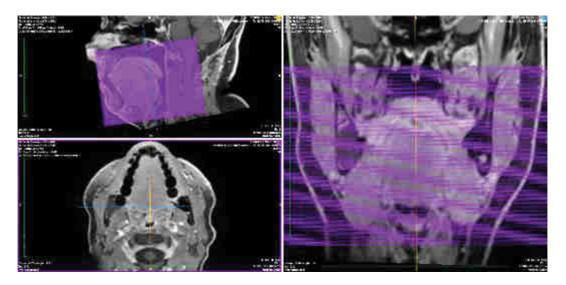


Figure 25 : Sélection tridimentionnelle des coupes réorientées à enregistrer

F) Sélection et placement des primitives

Cliquez sur la flèche de l'icône



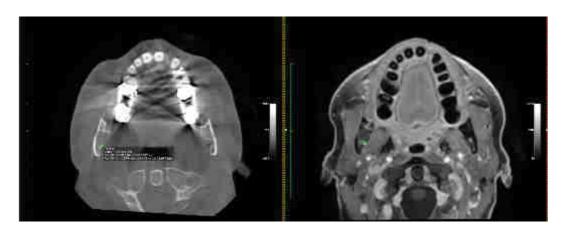
(zone 3 figure 20), puis sur l'icône **Point**



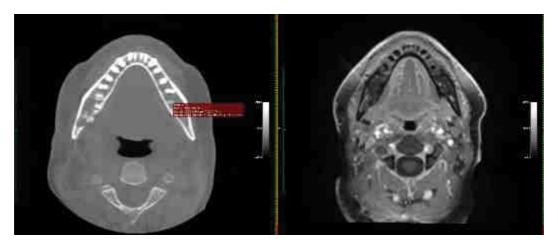
- Avec la roulette de la souris, essayez de vous positionner au mieux dans une coupe axiale équivalente au sein des deux examens (figure 25).
- On place le point dans l'une des séries puis on place le point équivalent dans l'autre série.
- Il faut placer au minimum trois points. En général, cinq à six points permettent d'obtenir une bonne qualité de recalage.



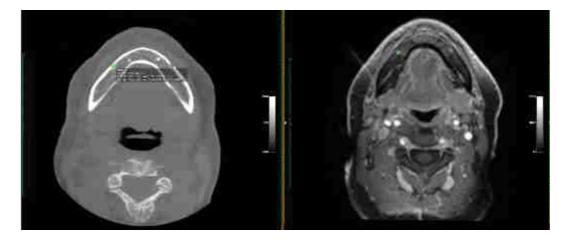




Point 1 : Foramen mandibulaire droit



Point 2 : Apex de la racine mésiale de la dent n°36



Point 3 : Foramen mandibulaire droit

Figure 26 : Placement des primitives (en vert) sur le CBCT (à gauche) et l'IRM (à droite)

G) Recalage des séries

- Avant de recaler les examens, rendez-vous dans Edition et cocher Propager les réglages entre les séries afin d'explorer les examens recalées de manière synchronisée.
- Il faut ensuite maintenir par un clic gauche le logo situé au-dessus de chaque série et le faire glisser sur le logo de l'autre série puis relâcher le clic. Par commodité, nous choisissons de recaler le CBCT sur l'IRM, nous faisons donc glisser le logo du CBCT sur celui de l'IRM. La fenêtre suivante apparaît.

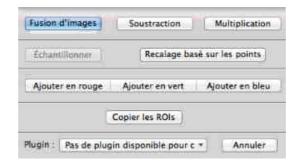


Figure 27 : Fenêtre de recalage et de fusion d'images

- Sélectionnez Recalage basé sur les points.
- Les examens recalés apparaissent alors. On peut se déplacer de manière simultanée au travers des coupes axiales des deux examens en manipulant la roulette de la souris, et contrôler la qualité de recalage. Si cette dernière ne paraît pas satisfaisante (ce dont on se rend davantage compte lors de la fusion des examens), il faut fermer les examens et reprendre les étapes de réorientation et de sélection des primitives.

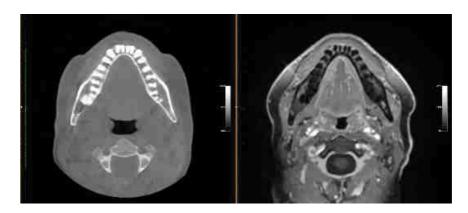


Figure 28 : CBCT et IRM recalés.

H) Fusion des séries

- Glissez à nouveau le logo du CBCT sur le logo de l'IRM (zone 7 figure 19).
 La fenêtre (figure 26) s'affiche comme précédemment.
- Sélectionnez Fusion d'images.
- Les voxels du CBCT se superposent ainsi aux voxels anatomiquement équivalents de l'IRM et sont représentés selon une nouvelle échelle de couleurs.



Il est évidemment possible de glisser le logo de l'IRM sur le logo du CBCT. Les voxels de l'IRM seraient ainsi mis en valeur par l'échelle de couleur tandis que les voxels du CBCT resteraient représentés par une échelle de gris. Le résultat paraît cependant plus esthétique et les informations davantage lisibles si les voxels du CBCT sont colorés, voilà pourquoi nous préférons cette option.

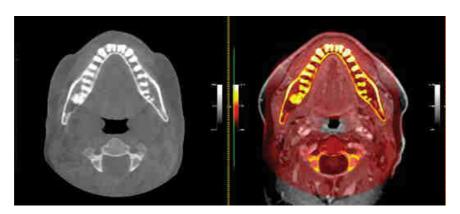


Figure 29 : Fusion des séries d'examens
CBCT recalé à gauche, examens CBCT et IRM fusionnés à droite

I) Réglages et visualisation

Au niveau de l'examen fusionné, il est possible d'ajuster les couleurs des voxels du CBCT (figure 29) en jouant sur l'échelle de gris du CBCT à gauche (figure 28).

De manière analogique, le niveau de gris est réglable en manipulant l'échelle de couleurs de l'examen fusionné à droite.

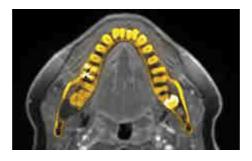


Figure 30 : Réglage du niveau de couleur Accentuation des couleurs par rapport à la figure 28

En se rendant dans **VISU 3D** puis dans **3D MPR**, il est possible d'explorer les coupes fusionnées dans les différents plans de l'espace (figure 29).



Les axes permettent de se repérer aisément au sein des coupes mais peuvent parfois gêner notre vision. Il suffit alors de cliquer sur le ou les plans de coupes souhaités puis de sélectionner l'icône Axe sur la barre d'outil en haut à droite pour faire apparaître et disparaître les axes à notre guise

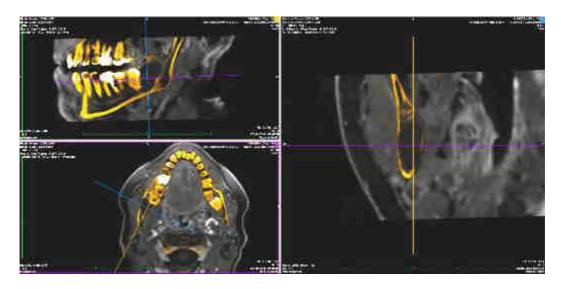


Figure 31: Exploration de l'examen de fusion dans le menu 3D MPR

J) Enregistrement de l'examen « fusion d'images »

- Cliquez sur Fichier, puis allez dans Exporter et sélectionnez Exporter vers un ou des nœuds DICOM.
- Compléter la fenêtre ci-dessous selon les paramètres souhaités, donnez un nom à la série fusionnée et appuyez sur OK.
- Cet examen pourra être réouvert et consulté.

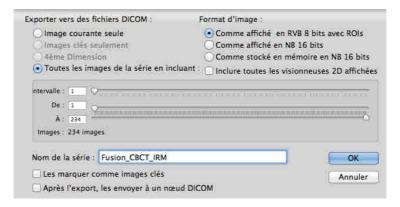


Figure 32 : Fenêtre d'enregistrement de l'examen de fusion

2) Etude de cas cliniques ayant fait l'objet d'examens CBCT puis IRM

A) Cas n°1: figure 33

a) Présentation et anamnèse

Une patiente de 16 ans, sans antécédant médico-chirurgical, se présentant pour des douleurs au niveau de 26, a notamment fait l'objet d'un bilan clinique et radiologique global. Une lésion

osseuse a été découverte fortuitement sur l'OTP au niveau de la symphyse mentonnière.

b) Analyse de l'OPT

L'examen révèle la présence d'une vaste lésion mandibulaire radioclaire, délimitée par un

liseré d'ostéocondensation d'aspect flou et parfois absent, s'étendant sur toute la hauteur de

la région symphysaire, et semblant entretenir des rapports avec les racines de 33 à 45.

c) Analyse des examens CBCT et IRM séparés

Un CBCT puis une IRM ont été réalisés afin de compléter ces données. Nous avons recalés ces

examens 3D CBCT et IRM (T1 SPGR).

Le contenu de la lésion apparaît homogène, hypointense en T1 et hyperintense en T2.

Les propriétés kystiques classiques sont ainsi retrouvées. Le contenu s'avère principalement

en hyposignal en T1 à l'exception des parois présentant un signal rehaussé avec une

apparence de bordure. La lésion semble ainsi posséder des caractéristiques kystiques

bénignes et relativement peu agressives.

d) Diagnostic différentiel

Le diagnostic différentiel se discute principalement entre le kyste osseux solitaire (aspect

festonné du bord supérieur assez caractéristique), le kératokyste (mais site non préférentiel),

l'améloblastome (mais lésion peu agressive ici) et le kyste anévrismal.

73

e) Diagnostic histologique

Kyste osseux solitaire.

f) Analyse des examens CBCT et IRM fusionnés

L'examen de fusion dévoile en outre le soufflement et l'amincissement des corticales vestibulaire et linguale de la symphyse mentonnière. Les tissus mous semblent respectés. On constate toutefois une érosion de la corticale médiale du canal mandibulaire au voisinage du foramen mentonnier. La lésion s'insinue par ailleurs entre les racines des dents 33 à 45 sans les déplacer ni les résorber (lamina dura notamment intacte), et prend un aspect festonné à ce niveau. Globalement, l'examen de fusion révèle une image à trialité tissulaire avec un contour périphérique osseux conservé mais déformé avec des cloisons de Refends internes puis une image de réhaussement T1 hypersignal d'épaisseur inégale en tardif juxtaposée à l'os et enfin, un centre lésionnel en hyposignal hétérogène. Dans la mesure où les parois du canal mandibulaire sont définies de façon plus fiable que sur l'IRM seule, on peut notamment objectiver une proximité de la lésion avec le foramen mentonnier.

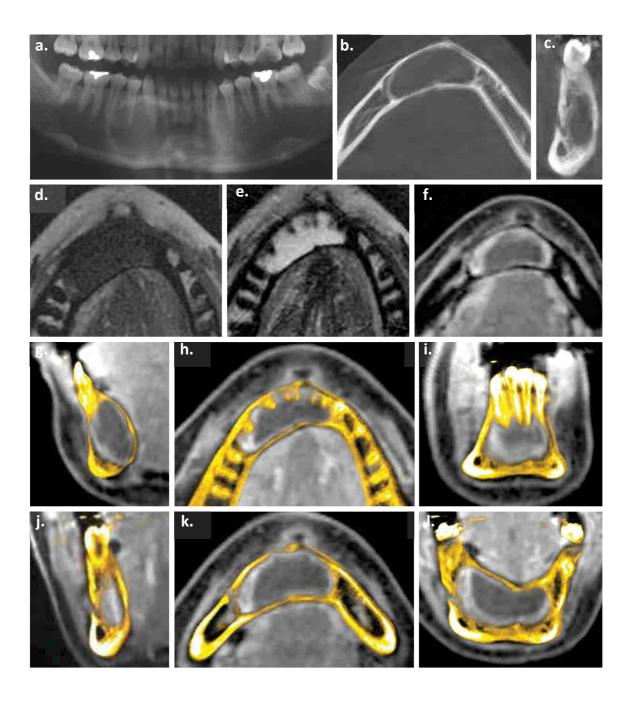


Figure 33 : Cas clinique $n^{\circ}1$: Kyste osseux solitaire

- a. OTP initialb. et c. coupes CBCTd. IRM-T1
- e. IRM-T2
- f. IRM-T1-Gd
- g. à i. Images de fusion CBCT / IRM-T1-Gd

(Services d'imagerie, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg)

B) Cas n°2: figure 34

a) Anamnèse

Le bilan radiologique OPT permet de découvrir, chez une femme de 42 ans, une lésion

mandibulaire siégeant dans le corps et le ramus mandibulaire droit.

b) Analyse de l'OPT

L'examen dévoile une volumineuse lésion multiloculaire, bien délimitée par un fin liseré

d'ostéocondensation sur sa périphérie et s'étendant du ramus mandibulaire à la branche

horizontale du côté droit.

c) Analyse des examens CBCT et IRM séparés

Un CBCT ainsi qu'une IRM ont été réalisés afin d'explorer la structure et les rapports de cette

lésion, avec les tissus mous notamment. Nous avons recalé puis fusionné ces examens CBCT

et IRM (séquence T1 3D Fat-Sat-Gado).

Le signal de la lésion apparaît d'iso-hypointensité homogène en T1 et d'iso-hyperintensité

hétérogène en T2. Ces éléments pourraient confirmer l'hypothèse d'un kyste.

d) Diagnostic différentiel

Le diagnostic différentiel se discute ainsi principalement entre les lésions évocatrices les plus

fréquentes que sont le kyste dentigère, l'améloblastome polykystique et le kératokyste. Le

kyste osseux solitaire montrerait un réhaussement tardif en séquence T1-FS-gado qui n'a pas

été mis en évidence ici.

e) Diagnostic histologique

Kératokyste odontogène.

76

f) Analyse des examens CBCT et IRM fusionnés

L'analyse des examens fusionnés révèle en outre la présence de petites cavités secondaires annexées à la lésion. Cette dernière rompt sur une partie la corticale interne du ramus sans envahir les tissus mous et amincit les corticales vestibulaire et linguale de la branche horizontale. Il s'agit donc d'une lésion plutôt agressive. Celle-ci englobe le germe de la dent 48, positionnée horizontalement, la couronne regardant médialement vers l'arrière. La lésion ne provoque aucune rhizalyse des dents 45, 46 et 47 avec lesquelles elle entre en rapport. Le canal mandibulaire paraît quant à lui, envahi au voisinage des foramina mandibulaire et mentonnier. Le contenu lésionnel est hétérogène, principalement hypointense en T1 et de signal intermédiaire réhaussé au voisinage de 48. Un signal réhaussé hyperintense est observé au niveau des parois de la lésion, ce qui suggére une composante kystique.

Une image à trialité tissulaire est ainsi retrouvée sur quasiment l'ensemble du pourtour de la lésion avec une corticale osseuse périphérique plus ou moins affinée sur la partie CBCT puis sur la partie IRM une image en hypersignal juxtaposée à la corticale osseuse et enfin le contenu lésionnel hétérogène en hyposignal.

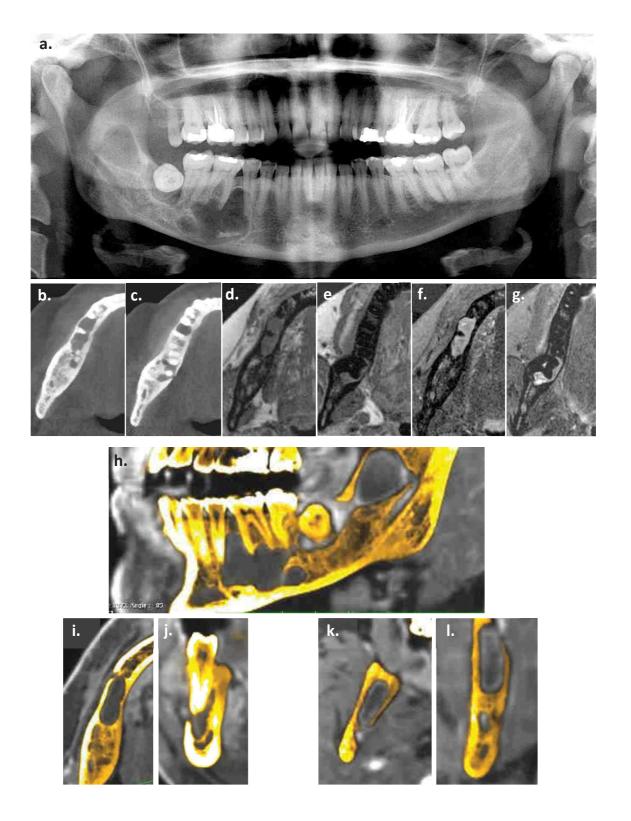


Figure 34 : Cas clinique n°2 : Kératokyste odontogène multiloculaire

a. OTP initial

b. et c. coupes horizontales CBCT

d. et e. IRM-T1

f. et g. IRM-T2

h. à l. Images de fusion CBCT / IRM-T1-Gd

(Services d'imagerie, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg)

C) Cas n°3: figure 35

a) Présentation et anamnèse

Un homme de 36 ans, se présente en suivi post-chirurgical suite à une large résection tumorale effectuée il y a 10 mois. L'analyse histologique a conclu à la présence d'une tumeur histiocytaire non langerhansienne. Une récidive avec fracture mandibulaire survenue 5 mois

plus tard, a imposé la mise en place de plaques et vis au cours de la nouvelle intervention.

b) Analyse des OPT

On observe sur l'OPT, une volumineuse lésion uniloculaire radioclaire et homogène et bien délimitée qui s'étend du ramus mandibulaire gauche à la racine mésiale de la dent n°37. On observe une rhizalyse distale de 37, dont les racines sont englobées dans la lésion. Le contenu

de la lésion est homogène.

c) Analyse des CBCT et IRM séparés

Un CBCT ainsi qu'une IRM ont été réalisés afin d'explorer la structure et les rapports de cette lésion, avec les tissus mous notamment. Nous avons recalé puis fusionné ces examens CBCT et IRM (séquence T1 3D SPGR).

La lésion présente un signal relativement homogène, hypointense en T1 et hyperintense en T2, montrant une composante aqueuse. Un réhaussement modéré du signal peut être observé au voisinage de l'épicentre en séquence T1 suite à l'injection de gadolinium, révélant une vraisemblable zone de vascularisation, voire d'inflammation.

d) Analyse des examens CBCT et IRM fusionnés

L'analyse des examens fusionnés montre en outre une lésion multiloculaire, bien délimitée s'étendant du processus coronoïde gauche à la racine mésiale de 37. La lamina dura de cette dernière paraît intacte, contrairement à la racine distale largement résorbée. On observe une érosion des corticales externe et interne sur de larges surfaces au niveau des branches

79

montante et horizontale (à hauteur des procès alvéolaire et basal). La corticale basilaire est soufflée du côté lingual et les tissus mous envahis à ce niveau. On remarque également des signes envahissement local imminent des parties molles dans la partie haute vestibulaire de la branche montante. Le contenu de la lésion semble hétérogène et d'intensité principalement intermédiaire en T1. Le canal mandibulaire est envahi. Nous sommes face à une lésion agressive de contenu inhomogène, non kystique et potentiellement maligne.

L'examen de fusion permet d'apprécier davantage l'état des corticales surtout en vestibulaire où la vision est notamment perturbée par les artefacts métalliques au niveau de l'IRM. Dans la mesure où les corticales sont définies de façon plus fiables que sur l'IRM seule, on peut notamment objectiver une prochaine extension locale aux parties molles à ce niveau.

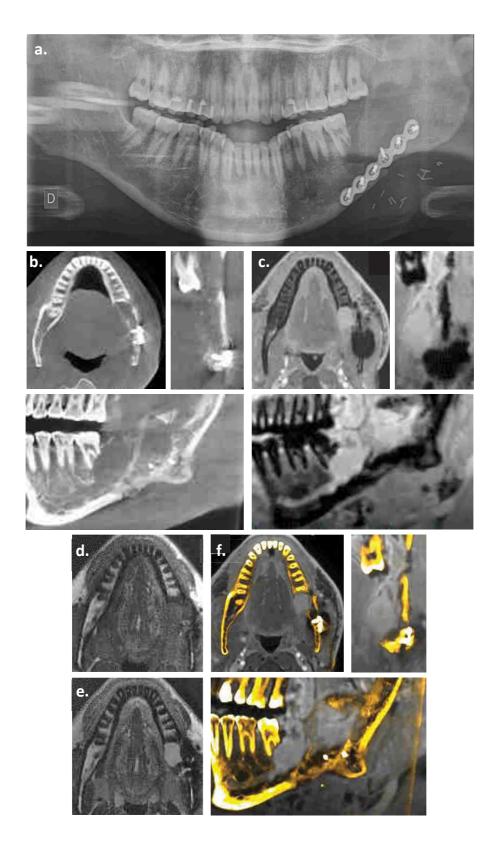


Figure 35: Cas clinique $n^{\circ}3:$ Tumeur histiocytaire non langerhansienne

a. OTP initial b. CBCT c. IRM-T1-Gd

d. IRM-T1 e. IRM-T2 f. Images de fusion CBCT / IRM-T1-Gd

(Services d'imagerie, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg)

D) Cas n°4: figure 36

a) Présentation et anamnèse

Une femme de 58 ans a fait l'objet d'un bilan clinique et radiologique OPT montrant une lésion

au niveau du ramus mandibulaire droit en rapport avec la dent n°48.

b) Analyse de l'OPT

L'examen dévoile la présence d'une vaste lésion radioclaire uniloculaire, bien délimitée par un

fin liseré d'ostéocondensation, s'étendant du ramus mandibulaire du côté droit à la branche

horizontale, où elle entre en rapport avec la partie distale de 48. L'épicentre de la lésion se

situe au-dessus de la position présumée du canal mandibulaire, masqué par la lésion,

suggérant une lésion odontogène. La lésion n'est cependant pas centrée sur la couronne de la

dent n°48.

c) Analyse du CBCT et de l'IRM séparés

Un CBCT ainsi qu'une IRM ont été réalisés afin d'explorer la structure et les rapports de cette

lésion, avec les tissus mous notamment. Un recalage-fusion a été réalisé à partir des examens

3D CBCT et IRM (séquence T1 Fat-Sat-Gadolinium).

Le CBCT montrait une rupture sur de faible portion de la corticale linguale et de petits refend

laissant un doute sur un éventuel kératokyste ou améloblastome.

Une IRM montrait une lésion avec un signal hypointense en T1 et hyperintense en T2, ce qui

confirme la probable nature kystique, bénigne de la lésion.

d) Diagnostic différentiel

Le diagnostic différentiel se discute principalement entre le kyste folliculaire, le kératokyste

et l'améloblastome unikystique.

82

e) Diagnostic histologique

Kératokyste odontogène.

f) Analyse des examens CBCT et IRM fusionnés

Au niveau de la branche montante, la lésion souffle, déforme et érode par endroit les corticales vestibulaires et linguales. Au niveau de la branche horizontale, on constate également une rupture étendue de la corticale linguale. On ne visualise cependant aucune invasion des tissus mous. La lésion reste confinée au contour osseux apparaissant virtuel sur certaines portions.

En avant, la lésion se retrouve délimitée de manière nette par une fine cloison et n'induit aucune rhizalyse au niveau de 48, unique dent avec laquelle elle entretient un rapport. La partie proximale du canal mandibulaire, incluse dans la lésion, n'est plus visualisable. En effet, le contenu de la lésion apparaît homogène et hypointense, à l'exception des contours d'épaisseur fine et régulière au signal hyperintense.

L'examen de fusion dévoile ainsi une trialité tissulaire avec un contour périphérique osseux aminci voire totalement érodé en certaines localisations, puis une image d'hypersignal T1 en réhaussement tardif d'épaisseur fine et régulière juxtaposée à l'os et enfin, un centre lésionnel en hyposignal homogène. Parallèlement au contenu tissulaire de la lésion, on peut directement apprécier la solution de continuité des corticales en certaines localisations douteuses voire trompeuses au niveau de l'IRM.

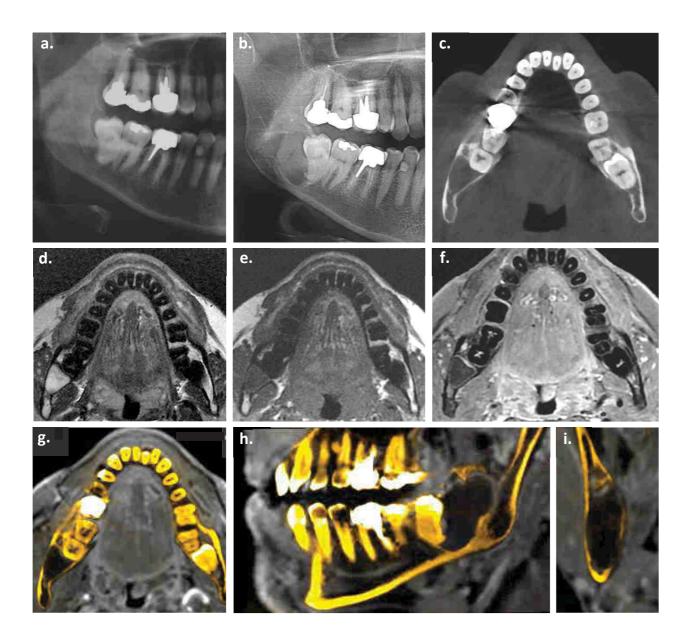


Figure 36 : Cas clinique n°4 : Kératokyste odontogène uniloculaire

- a. et b. OTP à 7 ans en arrière et actuel c. Coupe horizontale du CBCT $\,$
- d. IRM-T2
- e. IRM-T1
- f. IRM-T1-Gd
- g. à i. Images de fusion CBCT / IRM-T1-Gd

(Services d'imagerie, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg)

E) Cas n°5: figure 37

a) Présentation et anamnèse

Une femme de 46 ans se présente en consultation suite à la découverte fortuite d'une lésion

mandibulaire au niveau du corps et du ramus mandibulaires gauches.

b) Analyse de l'OPT

La lésion présente un aspect complexe. Elle est globalement radioclaire et de densité

hétérogène. Elle comporte 3 portions principales avec une partie médiane présentant des

trabéculations d'aspect en nid d'abeilles juste en arrière de la 37 et deux portions radioclaires

de type kystique bien délimitées par une bordure d'ostéosclérose : une mésiale en rapport

avec les apex de la dent 37 et une distale remontant largement dans le ramus jusqu'au pied

du processus coronoïde.

c) Analyse du CBCT et de l'IRM séparés

Un CBCT ainsi qu'une IRM ont été réalisés afin d'explorer la structure et les rapports de cette

lésion, avec les tissus mous notamment. Nous avons recalé puis fusionné ces examens CBCT

et IRM (T1 3D FS).

La lésion présente un contenu relativement homogène et hyposignal en T1. En T2, le signal

apparait plutôt intermédiaire au voisinage de l'épicentre de la lésion et en hypersignal vers les

zones d'extension antérieure et postérieure évoquant à ce niveau un aspect de kyste

odontogène.

d) Diagnostic différentiel

Le diagnostic différentiel se discute principalement entre un améloblastome polykystique, ou

un myxome. L'aspect kystique n'était pas en faveur d'un granulome à cellules géantes.

L'aspect n'était pas non plus compatible avec un kératokyste.

85

e) Analyse histologique

Améloblastome ayant nécessité une résection interruptrice avec marges d'exérèse.

f) Analyse des examens CBCT et IRM fusionnés

La lésion multiloculaire, aux contours nets mais irréguliers, s'étend au niveau de la branche montante où elle souffle et rompt les corticales vestibulaire et linguale, ainsi qu'au niveau de la branche horizontale où elle perfore aussi la corticale linguale, sans jamais envahir les tissus mous. On observe toutefois une invasion du canal mandibulaire. Le contenu lésionnel apparaît hétérogène et majoritairement en hyposignal en T1, ce qui suggère une composante kystique et charnue. De petites cloisons osseuses intra-lésionnelles sont également visualisables. La périphérie des parties kystiques est rehaussée par le gadolinium avec un hypersignal T1 au contact des limites osseuses. On objective notamment le caractère plus agressif de la composante charnue qui érode totalement la corticale linguale.

L'examen de fusion met en évidence les différentes composantes lésionnelles et leurs répercussions locales sur les tissus environnants, en particulier au niveau de l'os. Ceci permet de souligner le caractère plus agressif de la composante charnue qui a lysé l'os sur le versant lingual alors que les composantes kystiques semblent davantage souffler les corticales.

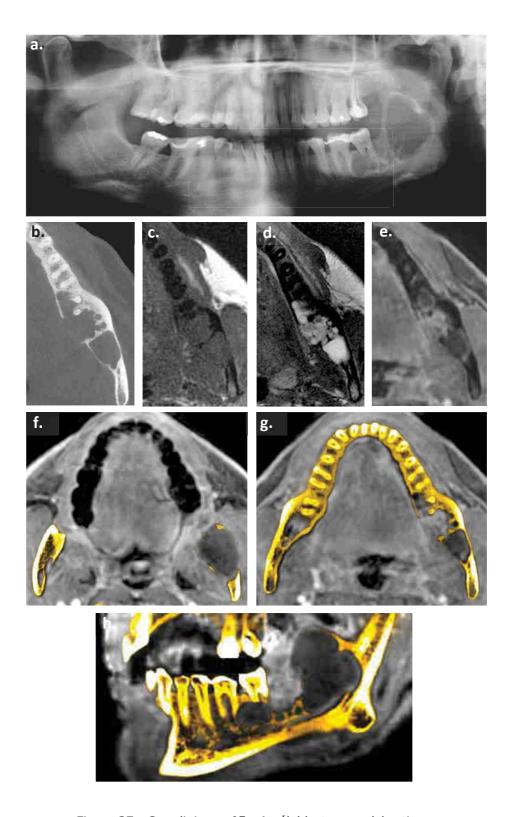


Figure 37 : Cas clinique n°5 : Améloblastome polykystique

- a. OTP initial
- b. Coupe horizontale du CBCT c. IRM-T1
- d. IRM-T2
- e. IRM-T1-Gd
- f. à h. Images de fusion CBCT / IRM-T1-Gd

(Services d'imagerie, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg)

F) Cas n°6: figure 38

a) Présentation et anamnèse

Une femme de 23 ans, sans aucun antécédent médico-chirurgical particulier, vient consulter pour une tuméfaction endo-buccale vestibulaire à évolution rapide associée à une hypoesthésie labio-mentonnière droite et une sensation de mobilité dentaire.

b) Analyse de l'OPT

L'examen panoramique dévoile une volumineuse lésion radioclaire aux limites floues, occupant toute la région symphysaire et s'étendant jusqu'à à la région prémolaire du côté secteur 40. A noter que le test au froid était négatif sur toutes les dents allant de 47 à 41.

c) Analyse du CBCT et de l'IRM séparés

Un CBCT ainsi qu'une IRM ont été réalisés afin d'explorer la structure osseuse de la mandibule et les rapports de cette lésion, avec les tissus mous notamment. Nous avons recalé puis fusionné ces examens 3D CBCT et IRM (séquence T1 Fat-Sat-gado).

Le CBCT ne montre pas de calcification intra-lésionnelle ou de cloisons de Refend ou d'aspect en nid d'abeilles.

Le signal de la lésion apparait hétérogène à l'IRM de la lésion apparait hétérogène, hyposignal en T1 et intermédiaire en T2, ce qui indique la présence d'un contenu plutôt tissulaire que liquidien.

d) Diagnostic différentiel

Le diagnostic différentiel se discute entre certaines tumeurs odontogéniques non calcifiantes (améloblastome, myxome) et non-odontogéniques de type granulome central à cellules géantes, granulome éosinophile voire une lésion maligne de type ostéosarcome mais il n'existe pas de réaction périostée. En cas de suspicion de lésions à cellules géantes, il faut notamment évoquer une tumeur brune de l'hyperparathyroïdie et réaliser un bilan phosphocalcique qui était négatif dans le cas présent.

e) Diagnostic histologique

Granulome central à cellule géantes.

f) Analyse des examens CBCT et IRM fusionnés

Sur l'examen de fusion, on observe une volumineuse lésion centrée sur l'os, aux contours bien délimités et englobant les apex dentaires de 33 à 45. Il y a de minimes déplacements de ces dents dont les lamina dura sont d'ailleurs résorbées. On visualise par ailleurs de larges ruptures des corticales linguale et vestibulaire ainsi qu'un refoulement des tissus mous surtout de la région mentonnière, mais aussi légèrement en lingual à la partie haute du processus alvéolaire.

Le contenu apparaît hétérogène mais d'intensité réhaussée en T1, ce qui suggère une lésion de contenu tissulaire. La partie distale du canal mandibulaire droit n'est plus visible, à l'exception du foramen mentonnier, que la lésion semble occuper. Il s'agit donc d'une lésion à caractère agressif mais sans caractère malin envahissant évident. La fusion CBCT-IRM permet ici d'objectiver davantage les effets de la lésion, à la fois sur l'os et sur les tissus mous environnants.

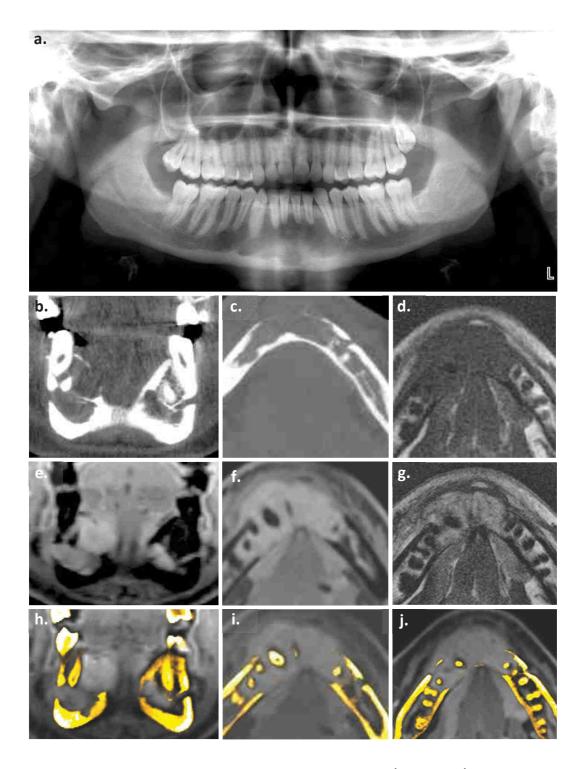


Figure 38 : Cas clinique n°6 : Granulome central à cellules géantes

- a. OTP initialb. et c. Coupe frontale et horizontale du CBCT
- d. IRM-T1
- e. et f. Coupe frontale et horizontale d'IRM-T1-Gd g. IRM-T2
- h. à j. Images de fusion CBCT / IRM-T1-Gd

(Services d'imagerie, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg)

G) Cas n°7: figure 39

a) Présentation et anamnèse

Un homme de 30 ans, sans aucun antécédent médico-chirurgical particulier, vient consulter pour une tuméfaction endo-buccale vestibulaire à évolution lente. Il a déjà été opéré 10 ans auparavant dans cette région avec extraction dentaire mais le patient ne dispose d'aucun diagnostic précis.

b) Analyse de l'OPT

L'examen panoramique dévoile une volumineuse lésion biloculaire s'étendant dans le secteur 40 sur une large hauteur, de la corticale basilaire à la crête alvéolaire. L'épicentre se situe environ à mi-hauteur de l'os en regard du site d'extraction de 44. Le contenu paraît homogène et radioclaire. Le lobe supérieur de la lésion présente des limites floues et semble entretenir des rapports avec les racines de 45 (flottante) et 46 (mésiale). L'intégrité de ces racines ne peut toutefois être objectivé ici. Le lobe inférieur, nettement délimité par un fin liseré d'ostéocondensation, entre en rapport avec la partie terminale du canal mandibulaire dont les corticales supérieure et inférieure apparaissent évasées à ce niveau. Le foramen mentonnier est bien visualisé et apparaît refoulé vers le bas et l'arrière.

c) Analyse du CBCT et de l'IRM séparés

Un CBCT ainsi qu'une IRM ont été successivement réalisés le même jour afin d'explorer la structure osseuse mandibulaire et les rapports de la lésion, avec les tissus mous notamment. Un mordu en silicone semi-rigide (Regisil*) a été réalisé au préalable, de façon à reproduire et stabiliser la position de la mandibule pour chaque acquisition d'examen. Nous avons recalé puis fusionné ces examens 3D CBCT et IRM (séquence T1 Fat-Sat-gado).

Le signal de la lésion apparait hétérogène en T2 : iso- voire hyperintense dans la partie haute et plutôt hypointense dans la partie basale. Ces régions hyperintenses apparaissent en iso-intensité en séquence T1 FS, ce qui indique l'absence de composante acqueuse à ce niveau. Le contenu semble ainsi davantage tissulaire et hétérogène. Nous ne notons pas de réhaussement du signal suite à l'injection de gadolinium. La lésion ne semble donc pas présenter de vascularisation propre.

d) Analyse des examens CBCT et IRM fusionnés

La lésion multiloculaire amincit la corticale du côté lingual et la souffle entièrement du côté vestibulaire en l'érodant sur une large surface (de la crête alvéolaire à la corticale basale). On observe notamment une invasion des tissus mous à ce niveau. On visualise également une rhizalyse de 45 et de la racine mésiale de 46. La lésion est délimitée par une bordure hypointense d'épaisseur irrégulière, à la fois au niveau des tissus durs et mous. De cette bordure se détachent des cloisons de Refend définissant plusieurs lobes au sein de la lésion. Le contenu de cette dernière apparaît hérérogène et en hyperintensité modérée principalement. La lésion reste enfin bien séparée du canal mandibulaire par une fine corticale osseuse.

On retrouve ainsi des caractéristiques d'agressivité locale de tumeur bénigne.

L'examen de fusion permet notamment de différentier directement la bordure lésionnelle hypointense, de la corticale osseuse avec laquelle elle entre en continuité, ce qui n'est pas le cas sur l'IRM (corticale et bordure d'hypointensité similaire) et encore moins sur le CBCT où la bordure est tout simplement invisible.

e) Diagnostic différentiel

Le diagnostic différentiel se discute principalement au niveau des tumeurs odontogéniques non calcifiantes : entre améloblastome et myxome. On écarte les kystes inflammatoires d'origine dentaire (de type radiculaire pour la 45 ou résiduel en regard de l'ancien site de la 44). Le contenu et le caractère agressif de la lésion ne sont en effet pas évocateurs ici d'un kératokyste. Les éléments observés se semblent pas non plus en faveur de tumeurs osseuses de type ostéoblastome, ostéosarcome (absence de réaction périostée et de calcification).

f) Diagnostic histologique

améloblastome polykystique

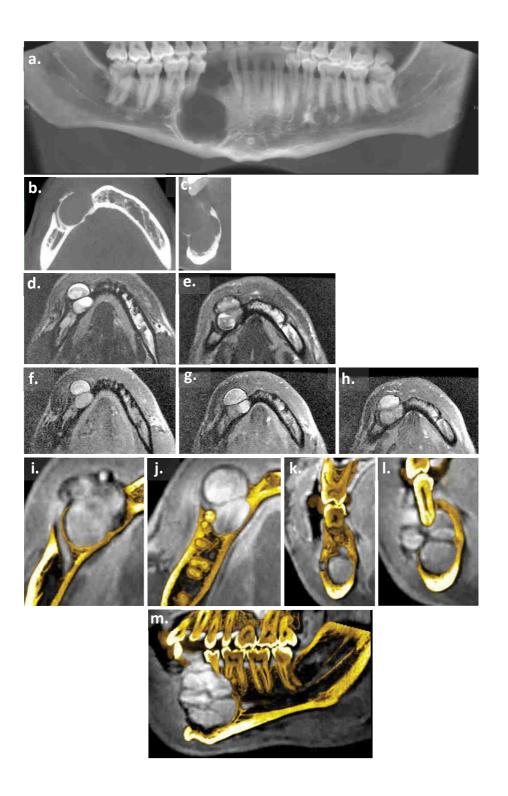


Figure 39 : Cas clinique n°7 : Améloblastome polykystique

- a. OTP initial
- b. et c. Coupe horizontale et frontale du CBCT
- e. IRM-T1-Gd
- f. IRM-T1
- g. IRM-T2 i. à m. Images de fusion CBCT / IRM-T1-Gd

(Services d'imagerie, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg)

3) Discussion

Nous avons étudié l'intérêt de recaler et fusionner des examens CBCT/IRM dans le cadre de lésions kystiques et tumorales bénignes des maxillaires.

A notre connaissance, une telle approche n'a jamais été effectuée. Nous en avons ainsi testé un protocole sur le logiciel de traitement d'images Osirix.

L'examen de fusion permet de combiner les informations issues des deux modalités et de mettre en évidence ce qu'il se passe au niveau des interfaces tissus durs-tissus mous précises. Une procédure de recalage-fusion d'images apparaît ainsi plus élégante qu'une analyse séparée des examens CBCT et IRM où il faut rechercher des coupes d'imagerie équivalentes dans chaque modalité, ce qui est assez difficile et long. L'intérêt de recaler des examens CBCT et IRM paraît alors d'autant plus important que la lésion présente un contenu hétérogène et des interactions complexes avec les tissus environnants. Ceci peut permettre la détection d'éventuels signes de récidive tumorale.

La fusion multimodale apporte ainsi un confort de visualisation certain. La procédure, relativement brève à mettre en œuvre, pourrait notamment procurer un gain de temps ultérieur puisque l'étude des modalités s'effectue de façon simultanée.

Nous allons toutefois décrire les indications et inconvénients classiques des analyses d'interfaces par modalités CBCT, IRM séparés.

L'utilisation de l'IRM est tout d'abord particulièrement recommandée dans le cadre de volumineuses lésions maxillaires. Cette modalité paraît en effet essentielle afin de préciser les rapports avec les structures molles avoisinantes (orbite, base du crâne, cerveau, fosse infratemporale, muqueuse des sinus paranasaux, espaces parapharyngés) (Sievers *et al.*, 2000; Ricardo *et al.*, 1996). L'angio-IRM permet notamment d'évaluer la vascularisation des tumeurs (Roberto *et al.*, 2008). Ces examens apparaissent ainsi primordiaux, d'un point de vue diagnostique et pronostique (critères de bénignité ou malignité).

L'analyse de l'IRM seule peut permettre une analyse relativement satisfaisante des interfaces tissus durs-tissus mous. Ceci peut s'expliquer par une résolution spatiale moindre de l'IRM par rapport au CBCT. Voici ci-dessous un exemple typique (figure 40). L'analyse des interfaces par l'IRM seule peut également s'avérer trompeuse en raison de possibles artéfacts liés aux

différences de susceptibilité magnétiques des tissus (Dillenseger et Moerschel, 2009 ; Issender et al., 2010). Ceci se matérialise alors par un vide de signal au niveau de zones d'interfaces tissus durs - tissus mous. L'IRM s'avérant peu précise dans l'analyse des tissus durs, il faut être particulièrement vigilant quant à l'interprétation d'une solution de continuité de corticale osseuse, car il se peut tout à fait que cette dernière soit amincie mais intègre. Le CBCT permet alors d'obtenir des données complémentaires plus fiables concernant les tissus durs (Allal et al., 2015 ; Gueye et al., 2013).

Un autre piège provient du fait que certaines structures molles présentent une intensité voisine de celle des parties osseuses, ce qui implique un risque de les confondre en se contentant d'analyser l'IRM. C'est notamment ce qu'illustre la figure ci-dessous (figure 41).

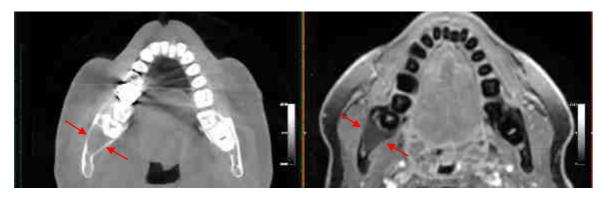


Figure 40 : Interprétation de présence de tissu osseux par défaut sur une IRM Corticale amincie au niveau du CBCT (à gauche) non retrouvée sur l'IRM en T1 (à droite)



Figure 41 : Interprétation de présence de tissu osseux par excès sur une IRM

Coupes axiales appariées de séries CBCT (à gauche) et IRM (à droite) réorientées. La flèche indique sur l'IRM une zone en hyposignal pouvant être interprêtée comme une corticale soufflée. Le CBCT indique que la corticale est en réalité totalement absente dans ce cas là.

De son côté, le CBCT n'est absolument pas adapté pour l'analyse des tissus mous. La figure 42 ci-dessous le démontre parfaitement.

Il s'avère donc inconcevable de recourir uniquement à cette modalité pour vérifier la présence d'éventuels débuts d'envahissements locaux de tissus mous.

Or l'analyse optimale des caractéristiques et interactions des lésions avec les tissus durs et mous environnants présente une importance capitale dans le cadre de la planification chirurgicale et de la surveillance post-opératoire. Ceci permet en effet d'accroître la vigilance au niveau de certaines zones, d'optimiser les approches conservatrices (éventuelle conservation de dents limitrophes d'apparence intacte ou du nerf alvéolaire inférieur par exemple (figure X)), de prévenir et détecter davantage les récidives.

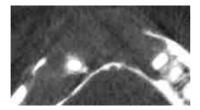




Figure 42 : Insuffisance du CBCT concernant l'analyse des tissus mous Même en ajustant l'échelle de niveau de gris, la vaste extension de la lésion au niveau des parties molles demeure difficilement visible au CBCT (à gauche).

L'ensemble des cas étudiés ne concerne que des lésions de topographie uni-maxillaire. On peut toutefois se retrouver confronté à une volumineuse lésion se développant dans l'ensemble de la région maxillo-mandibulaire comme une tumeur d'épicentre osseux mandibulaire et remontant dans le ramus jusqu'à hauteur du maxillaire, ou, de plusieurs lésions comme des kératokystes multiples associées à un syndrome de Gorlin-Göltz.

Pour l'ensemble des cas présentés, nous avons employé exclusivement des repères mandibulaires pour réorienter et recaler les examens. Il en a résulté une qualité de recalage relativement satisfaisante à la mandibule mais pas au maxillaire où les examens se sont superposés de façon très approximative (figure 44).

Nous avons alors tenté d'améliorer le recalage du maxillaire en y ajoutant un nombre de points d'ancrage équivalent à celui de la mandibule. Nous nous sommes rendus compte que pour gagner en précision au maxillaire, il fallait perdre en qualité au niveau de la mandibule. Sélectionner des points de repères bimaxillaires ne permet donc pas d'obtenir un recalage d'ensemble de haute qualité. Ceci s'explique par le fait que la mandibule n'est pas positionnée de manière identique entre le CBCT et l'IRM. L'opération de recalage de la région globale devient ainsi particulièrement complexe. Lors de la réalisation du CBCT, le patient a la bouche légèrement entrouverte car il doit mordre sur un rouleau salivaire afin d'éviter le recouvrement des dents supérieures et inférieures (pouvant gêner la lecture de l'examen). Cette procédure n'est évidemment pas à appliquer sur l'IRM puisqu'on ne cherche pas à y étudier les tissus dentaires. On demande donc au patient de garder les dents serrées afin qu'il reste le plus immobile possible durant l'acquisition. On pourrait envisager d'exiger la même chose lors de la réalisation du CBCT. Cependant, un individu ne parvient pas toujours à reproduire une position occlusale similaire dans le temps. L'emploi d'un système de stabilisation occlusale (gouttière, mordu) utilisable en CBCT et en IRM sans création d'artéfacts semble donc pertinent pour vérifier de manière plus fiable, l'influence d'une position mandibulaire reproductible sur la qualité de recalage bi-maxillaire.

Ainsi, même en ne plaçant aucun point de repère maxillaire, on parvient à obtenir un recalage global de qualité relativement satisfaisante, qui peut encore être amélioré par le placement de quelques points maxillaires (figure 44). Un mordu en silicone semi-rigide (Regisil*) réalisé de manière extemporanée juste avant la réalisation du CBCT peut d'ailleurs s'avérer suffisant, comme le montre le cas prospectif. Des gouttières occlusales ont pu être testées au même titre lors d'acquisitions CBCT-IRM effectuées sur deux individus volontaires. Les résultats de recalage bi-maxillaire de ces cas ont également été satisfaisants.

Utiliser un dispositif de stabilisation occlusale apparaît ainsi comme un moyen nécessaire à l'obtention d'un recalage maxillo-mandibulaire de qualité. Réaliser un mordu global des arcades dentaires n'est ni particulièrement contraignant ni chronophage. Ce type de mordu n'est en revanche pas réutilisable pour réaliser un suivi longitudinal (pour une décompression kystique sur une année par exemple). Si l'indication est posée d'emblée, il faut alors envisager la confection d'une gouttière en résine rigide par le laboratoire de prothèse avant la réalisation des examens CBCT et IRM.

L'inconvénient des gouttières ou mordus se constate sur les examens d'IRM où les repères dentaires (plan d'occlusion) sont masqués, ce qui est plus difficile pour orienter le patient correctement (figure 43). On peut toutefois se servir de la crête alvéolaire en veillant à se positionner bien au sommet.

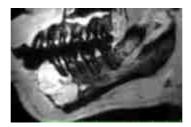


Figure 43: IRM mandibulaire avec mordu occlusal

Difficulté accrue concernant l'utilisation de repères occlusaux suite à la mise en place d'une gouttière ou mordu

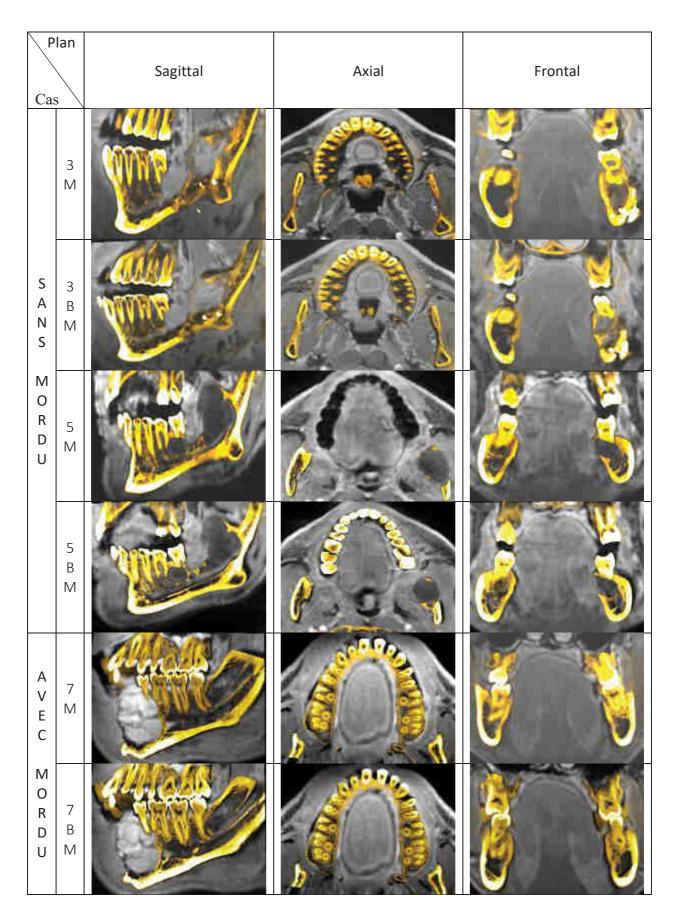


Figure 44 : Qualité de recalage de l'ensemble de la région maxillo-mandibulaire avec/sans utilisation de mordu occlusal et sélection de primitives mandibulaires (M) ou bimaxillaires (BM)

Par ailleurs, la fusion d'images CBCT-IRM fournit également de nouvelles images pathologiques. De telles banques de données permettraient de constituer des atlas afin de visualiser les aspects plus ou moins typiques de lésions, ainsi que leurs interactions avec les tissus durs et mous environnants. Ceci peut à la fois présenter une aide diagnostique et un outil pédagogique d'illustration.

Ce procédé de recalage est toutefois soumis à l'impératif d'acquérir des séquences d'IRM 3D. Or, ces acquisitions tridimensionnelles ne sont pas systématiquement réalisées. Leur réalisation ne présente pas de danger particulier pour le patient du fait de l'absence de radiations ionisantes. Celles-ci nécessitent néanmoins une durée d'examen plus longue, ce qui nécessite de bien poser l'indication au départ.

L'un des autres inconvénients de notre approche réside en la légère perte de qualité d'images suite aux opérations de réorientation et de transformation de recalage (figure 45). Ceci s'explique en raison des étapes d'interpolation intervenant à la fois lors de la réorientation et du recalage d'images. Cela pourrait contribuer à perdre des détails initialement visibles sur chaque modalité.

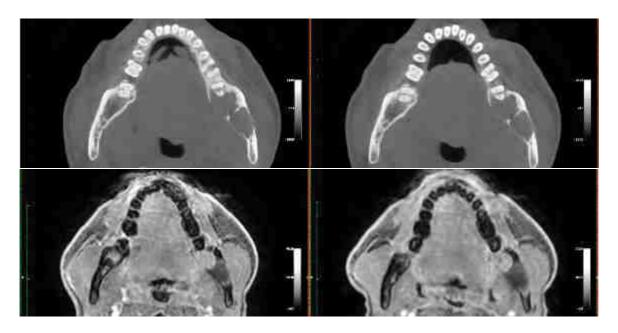
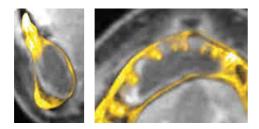
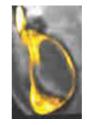


Figure 45 : Comparaison des qualités d'images entre examens CBCT (en haut), IRM (en bas) réorientés (à droite) et non réorientés (à gauche)

Dans l'examen d'IRM ci-dessus, la corticale linguale du côté gauche est moins bien définie que sur l'examen non réorientée. Heureusement, il s'agit d'un élément osseux qu'on va pouvoir retrouver de façon bien visible sur l'examen de fusion. Le CBCT réorienté est légèrement plus flou.

La procédure de recalage utilisée dans cette étude souffre encore d'un manque de robustesse. Ceci s'explique notamment par des artéfacts dus aux métaux (présents dans les amalgames, implants, couronnes...) qui rendent certains repères anatomiques inexploitables. Ce phénomène complique sérieusement les opérations de réorientation et de sélection des points d'ancrage. Cependant, même en s'écartant des artéfacts, les repères osseux ne sont pas toujours clairement visibles sur un examen d'IRM, ce qui peut conduire à un recalage approximatif (figure 46). La figure Ya montre un recalage de qualité tandis que la figure Yb dévoile un décalage assez flagrant. En analysant uniquement l'image Yb, on pourrait croire que le tissu de signal hyperintense tapisse uniquement les parois vestibulaire et inférieure de la lésion. L'image Ya présentant un recalage satisfaisant, montre en revanche que ce tissu est présent sur toutes les parois.





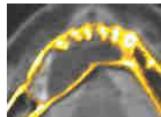


Figure 46 : Différences d'interprétation entre examens de fusion de bonne qualité (à gauche) et de mauvaise qualité (à droite)

Une autre source d'erreur peut survenir lors de l'étude de lésions agressives. Dans ces cas, il faut veiller à ce que les examens CBCT et IRM ne soient pas réalisés trop à distance dans le temps car le volume de la lésion risque d'être différent d'une modalité à l'autre.

Concernant la biopsie de la lésion, il est préférable de la faire après la réalisation de l'IRM car cela peut modifier la réponse tissulaire au produit de contraste par des phénomènes inflammatoires locaux par exemple.

Concernant le choix de recaler le CBCT sur l'IRM pour l'ensemble des cas, il est justifié par plusieurs points. Il serait en effet également possible de recaler l'IRM sur le CBCT. Ces possibilités présentent cependant différentes conséquences au niveau des caractéristiques des examens fusionnés.

Ceci est dû aux différences de résolution spatiale et de fréquence spatiale entre le CBCT et l'IRM, comme l'explique le schéma ci-dessous (figure 47). Afin de simplifier l'explication, les voxels (3D) sont ici représentés par des pixels (2D). Les carrés rouges représentent les voxels de l'IRM et les carrés oranges les voxels du CBCT. Ces derniers se retrouvent bien sûrs plus petits et plus nombreux que ceux de l'IRM étant donné les résolution et fréquence spatiales supérieures du CBCT.

L'épaisseur de coupe entre les deux types d'examens doit cependant être la même afin de pouvoir explorer les coupes simultanément dans toutes les directions de l'espace. Il faut donc changer l'épaisseur de coupe de l'un des examens afin qu'elle puisse correspondre à celle de l'autre examen.

Recaler le CBCT sur l'IRM, implique de devoir transformer le CBCT et donc d'augmenter l'épaisseur de coupe. Cela signifie regrouper les informations de plusieurs voxels dans un voxel plus grand (bining). Le CBCT perd ainsi en qualité d'image mais celle de l'IRM reste la même. Des artefacts de volume partiel peuvent toutefois apparaître sur le CBCT et masquer les plus petites structures (dont la taille réelle est inférieure à celle des voxels), ou entraîner une mauvaise estimation de leur volume.

Si on recalait l'IRM sur le CBCT, il faudrait, en théorie, augmenter le nombre de coupes de l'IRM, c'est à dire scinder les voxels en plusieurs plus petits voxels. Les valeurs de ces derniers sont alors déterminées par interpolations à partir des voxels d'origine. On risque alors de créer des données approximatives. Les résolutions et fréquence spatiales n'augmentent donc pas de façon significative ici. En effet, l'opération d'interpolation ne permet pas d'observer des structures indétectables au départ, de dimensions inférieures aux voxels initiaux. On ne gagne pas non plus en fiabilité et en précision concernant l'estimation du volume des petites structures. Pour cela il faudrait augmenter le nombre de coupes directement à l'acquisition d'examen, or les techniques actuelles ne permettent pas d'obtenir une résolution et fréquence spatiales équivalentes entre CBCT et IRM. En outre, du fait de la nécessité

d'augmenter le nombre de coupes au niveau de l'IRM, l'opération de recalage est ici un peu plus longue et l'examen de fusion plus volumineux (par rapport au recalage-fusion CBCT sur IRM).

Le CBCT étant de résolution et fréquence spatiales meilleures que l'IRM, il était préférable de réduire les résolution et fréquence spatiales du CBCT, plutôt que de réduire la qualité d'images issues de l'IRM. Toutefois, il est important de souligner que les différences de résultats entre les deux possibilités ne sont pas flagrantes à l'œil nu, comme le montre la figure 48.

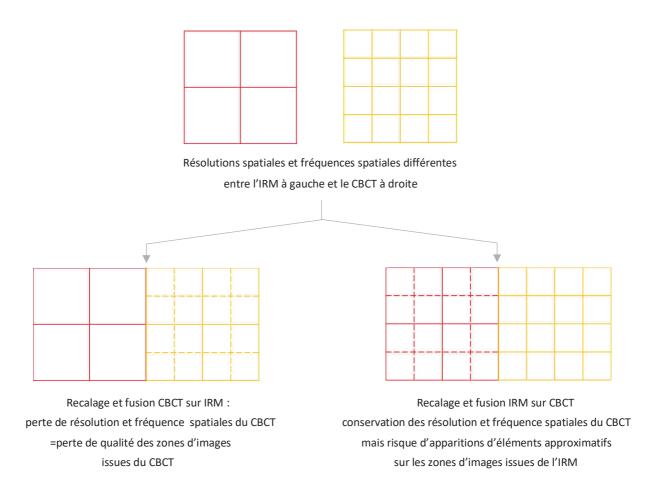


Figure 47 : Schéma illustrant les conséquences liées à la nécessité d'égaliser les épaisseurs de coupes des examens CBCT et IRM pour un recalage

(Documentation personnelle)

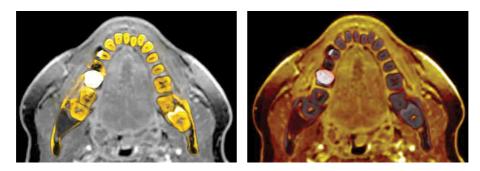


Figure 48 : Comparaison des recalages et fusions CBCT sur IRM (à gauche) et IRM sur CBCT (à droite)

Etant donné les écueils et notamment certaines limites techniques qui ont pu être mis en évidence au cours de ce travail, recaler et fusionner des examens CBCT et IRM doit ainsi plutôt être considéré aujourd'hui comme un simple complément d'analyse.

Le protocole décrit et schématisé ci-dessous (figure 49) nécessite d'être amélioré et nécessite des études sur de plus grandes séries pour pouvoir être proposé en routine clinique. En cas de doute, il convient de vérifier les observations sur les examens CBCT et IRM d'origine, non réorientés.

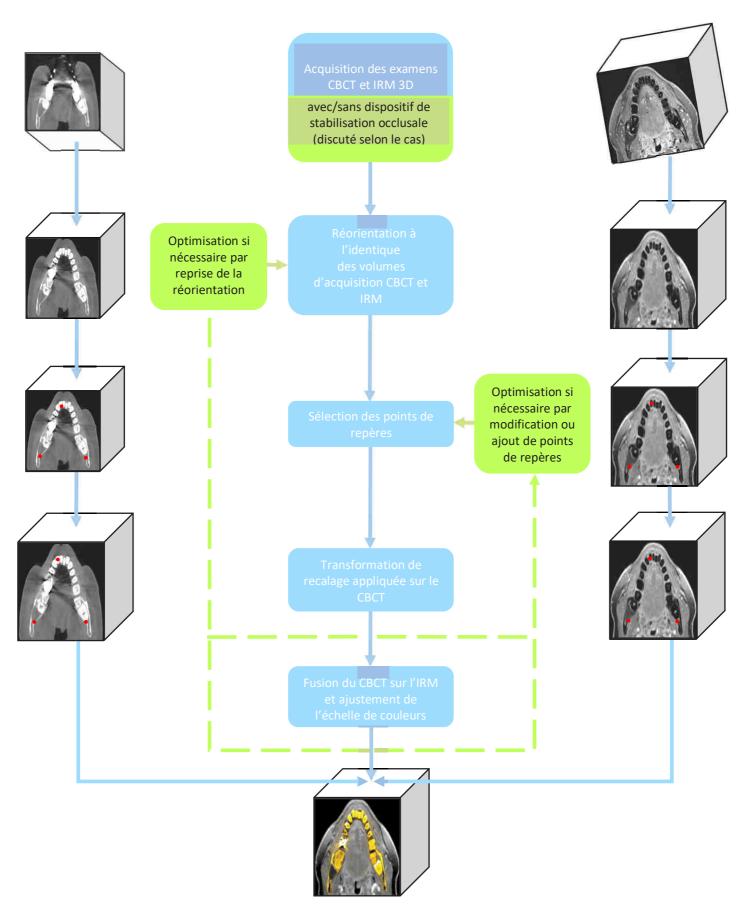


Figure 49 : Synthèse du protocole de recalage-fusion CBCT sur IRM (Documentation personnelle)

Conclusion

Ce travail a permis d'étudier l'intérêt du recalage et de la fusion d'examens CBCT/IRM dans le cadre de l'exploration de lésions tumorales bénignes des maxillaires. A notre connaissance, une telle approche n'a jamais été entreprise en imagerie dento-maxillaire. Cette étude s'est basée sur l'utilisation du logiciel de traitement d'images médicales Osirix disposant d'une option de recalage.

En effet, l'analyse séparée du CBCT et de l'IRM est l'approche privilégiée à l'heure actuelle mais peut s'avérer longue et difficile, surtout lorsqu'il s'agit d'observer plusieurs zones d'interfaces tissulaires. Pour mettre en parallèle les données des différentes modalités de façon pertinente, l'opérateur doit à chaque fois réorienter les axes et se positionner dans des plans de coupe équivalents au niveau de chaque examen. Un tel processus apparaît fastidieux mais constitue aujourd'hui l'approche utilisée en routine clinique.

Le recalage des examens 3D, suivi de leur fusion, apparaît ainsi élégant car l'opérateur peut explorer les coupes simultanément au niveau du CBCT et de l'IRM en ne se préoccupant plus de réorienter les coupes à l'identique pour l'analyse de chaque nouvelle coupe ou interface. L'intérêt se rencontre surtout au niveau des interfaces entre os et contenu lésionnel et ce, d'autant plus que ce dernier est hétérogène.

L'érosion de la corticale, totale ou partielle, peut être bien visualisée au CBCT mais beaucoup moins sur une IRM. En cas d'érosion totale de corticale sur un CBCT, on peut en effet suspecter un début d'envahissement ou de refoulement des tissus mous. Le contraste en CBCT ne permettant pas, actuellement, d'observer les modifications au niveau des tissus mous, l'IRM représente l'examen de choix pour complémenter l'imagerie CBCT.

Les résultats de notre étude, et les cas présentés, démontrent que la combinaison des examens CBCT et IRM apportent des informations nouvelles et pertinentes sur la nature et le comportement d'une lésion. L'étude s'est portée principalement sur des lésions kystiques, celles-ci représentant les lésions les plus fréquentes au niveau des maxillaires. Or, il a été montré que le recalage était d'autant plus intéressant pour des lésions d'aspect plus complexe tel qu'un améloblastome. Les processus infectieux tels que des ostéites mandibulaires pourraient constituer d'autres lésions à explorer par cette méthode. Toutefois, le recalage-

fusion CBCT/IRM doit plutôt être considéré aujourd'hui comme un simple **complément d'analyse** et nécessite des études complémentaires pour justifier son utilisation en routine clinique.

La création d'images multimodales, subséquente à cette approche, constitue ainsi un apport d'informations nouvelles dans le cadre du **diagnostic** initial, en plus du confort de visualisation. La procédure s'avère de surcroît relativement brève à mettre en œuvre.

L'analyse optimale des caractéristiques et interactions des lésions avec les tissus durs et mous environnants présente également un intérêt dans le cadre de la planification chirurgicale et de la surveillance post-opératoire. Ceci permet en effet d'accroître la vigilance au niveau de certaines zones, d'optimiser les approches chirurgicales conservatrices et enfin, de mieux prévenir et détecter les récidives.

Enfin, la vision simultanée de l'ensemble des tissus durs et mous permet également d'obtenir d'originales images de lésions, susceptibles d'être utilisées pour la constitution d'atlas à visée pédagogique.

Diverses approches existent pour recaler deux images médicales. Cependant, et quelque soit la méthode employée, il existe des impératifs universels tels que la qualité d'acquisition des images et l'utilisation de plans de repère standardisés.

L'approche basée sur le recalage de points de repère homologues entre deux images est la plus simple à mettre en œuvre. C'est ce type de procédure qui a été employée sur Osirix dans ce travail. Les examens IRM et CBCT doivent être disponibles sous format DICOM et visualisés idéalement en parallèles afin que les points soient placés sur des coupes axiales homologues. D'autres logiciels proposent des approches entièrement automatisées, nécessitant cependant des temps de traitements beaucoup plus longs, ce qui constitue un frein non-négligeable pour la pratique clinique.

Malgré tout, notre approche comporte également certains inconvénients et certaines limites.

L'étude préliminaire a permis de montrer qu'il existe une perte de qualité des images CBCT et IRM, suite aux opérations d'interpolations associées aux étapes premières de réorientation des images. Une idée serait de définir une position commune de la tête du patient dans les appareils CBCT et IRM, ce qui pourrait dispenser de l'étape de réorientation. Il faudrait aussi

travailler sur les processus de transformations de recalage et d'interpolation afin de ne pas perdre en qualité d'images acquises.

La méthode de recalage utilisée dans ce travail a nécessité l'exploitation de repères anatomiques fiables et invariables. Ces derniers se situent principalement au niveau osseux et sont parfois difficiles à localiser sur l'IRM. Ce problème peut toutefois être contourné en abordant les étapes de réorientation et de sélection des primitives en commençant par l'IRM afin d'y chercher les éléments osseux les mieux reconnus. Trouver les repères équivalents sur le CBCT s'avère ensuite plus aisé.

Un autre point à améliorer concerne le procédé de recalage lui-même. Tout d'abord, le logiciel Osirix ne permet d'effectuer que des transformations linéaires de type rigide ou affine. Or, d'autres classes de transformations plus complexes et non rigides évoquées dans ce travail, seraient susceptibles de fournir de meilleurs résultats. Dans un souci d'ergonomie, on pourrait notamment chercher à développer une méthode de recalage automatique, fiable et rapide.

En ce qui concerne la visualisation des examens de fusion, différents filtres ou échelles de couleurs permettent de mettre en valeur les éléments à observer. De tels ajustements se déterminent au cas par cas, tout comme le choix de recaler le CBCT sur l'IRM ou l'IRM sur le CBCT. La première possibilité implique de préserver la qualité de l'IRM au détriment de celle du CBCT. La seconde, diminue en revanche la qualité de l'IRM au profit de celle du CBCT. Par conséquent, le choix se discute selon la priorité d'analyser les tissus durs ou mous. Dans le cadre de cette étude, la meilleure représentation était la lecture du CBCT selon un gradient de contraste de couleur jaune.

Il faut également veiller à ce que les acquisitions CBCT et IRM ne soient pas réalisées trop à distance dans le temps, en particulier concernant les lésions agressives, rapidement évolutives. En effet, leur extension risque d'être différente d'une modalité à l'autre, ce qui rend la fusion d'examens moins pertinente. Il est d'ailleurs préférable de faire la biopsie de la lésion qu'après réalisation de l'IRM car cela peut modifier la réponse tissulaire au produit de contraste. Dans les cas suspects, l'analyse séparée de chaque modalité permet de s'affranchir rapidement d'un doute concernant la validité d'un examen de fusion.

Il est également nécessaire de disposer d'examens d'IRM 3D, leur acquisition n'étant pas systématique en clinique. Ce type de séquence a un temps de réalisation plus long. L'indication

de recalage doit ainsi être anticipée au moment de la réalisation du CBCT et préalablement à la réalisation de l'IRM afin de prescrire également ces séquences 3D soit en T1 soit en T2. Il est impossible d'acquérir des séquences d'IRM 3D dans tous les types de pondération. Enfin, l'idéal est également d'acquérir des voxels isotropiques en IRM pour améliorer le recalage avec les voxels isotropiques du CBCT et ce, même si cela entraîne une légère perte de résolution spatiale.

Il est apparu au cours de ce travail, l'hypothèse qu'un **dispositif de stabilisation occlusale** pouvait améliorer la qualité de recalage.

En effet, de tels dispositifs permettent de caler la mandibule, naturellement mobile, dans une position stable et reproductible entre chaque modalité d'examen. Il est possible de réaliser un dispositif en silicone rigide de manière extemporanée, juste avant un CBCT, et réutilisable pour un examen complémentaire d'IRM sans création d'artéfacts.

La réalisation d'une gouttière en résine rigide, avec une étape d'empreinte et de confection en laboratoire, est indispensable pour des utilisations répétées et dans la perspective d'un suivi longitudinal de lésions des maxillaires comme lors d'une décompression kystique. L'indication d'une telle gouttière doit ainsi être posée dès le départ avant le CBCT et l'IRM, sur la base de l'analyse soigneuse de l'OTP.

Ce dispositif permet notamment de limiter les artéfacts cinétiques d'ouverture-fermerture buccale mais ne dispensent pas de l'étape de réorientation initiale des examens IRM et CBCT. Un autre objectif de ces dispositifs est un rôle de solidarisation entre les étages inférieur et supérieur de la face.

Pour les cas étudiés rétrospectivement, la sélection d'un important nombre de points d'ancrage maxillo-mandibulaires n'a pas suffi à obtenir de recalages bi-maxillaires de qualité acceptable. Des résultats satisfaisants n'ont pu être observés qu'au niveau des cas ayant bénéficié des systèmes de stabilisation occlusale. Ces derniers semblent ainsi optimiser la qualité d'appariement des examens et pourraient constituer à cette fin le seul moyen réellement efficace. Par conséquent, ils trouveraient leur indication dans l'analyse des lésions d'extension maxillo-mandibulaire suspectée à l'OPT, comme, par exemple, une volumineuse lésion mandibulaire s'étendant du corps jusqu'à la région condylaire.

Ainsi, et parallèlement à d'autres champs médicaux, le recalage-fusion d'images CBCT-IRM présente un potentiel de développement au niveau dento-maxillaire, plus précisément en tant qu'outil d'analyse des interfaces tissulaires associées à une lésion.

Cette approche est réalisable à travers l'utilisation de logiciels d'imagerie médicale accessibles à tous. Elle nécessite toutefois le développement de procédés informatiques dans un souci d'optimisation.

Cependant, les indications de cette démarche doivent être bien ciblées. Elle n'a pas vocation à être systématisée à tous les patients, faute de quoi, le gain sur les plans diagnostique et/ou thérapeutique peut être négligeable.

L'utilisation systématique d'un dispositif de stabilisation occlusale apparaît indispensable en imagerie dento-maxillaire. Il est simple à mettre en œuvre mais nécessite d'être validée par une étude prospective sur une série de patients plus importante.

Enfin, le développement d'appareils hybrides d'imagerie médicale multimodale CBCT-IRM serait une voie de recherche innovante pour le diagnostic des lésions des maxillaires et permettrait de répondre aux impératifs d'optimisation des procédures de recalage-fusion.

Références bibliographiques

Ouvrages

- Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie : Quand la théorie éclaire la pratique/ J.-P. Dillenseger ; E.Moerschel.-Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson S.A.S, 2009.- p. 416: ill ; 217*290mm.
- Informatique et imagerie médicale/ Auguste Wackenheim ; Georg Zöllner.- Paris : Masson, 1995.- p. 416: ill.

Articles

- Ahmad, M., Jenny, J., Downie, M. (2012). Application of cone beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery. *Australian dental journal*, 57, p. 82-94.
- Allal, S., Y. Omor, R. El Hassani, M. Jiddane, and N. Ech-Cherif El Kettani. (2015). "Chérubisme dans une fratrie de trois." *Feuillets de Radiologie*. Accessed December 5.
- Asaumi, Jun-ichi, Hironobu Konouchi, Miki Hisatomi, and Kanji Kishi. (2001).
 "odontogenic myxoma of maxillary sinus: CT and MR-pathologic correlation."
 European Journal of Radiology, 37, p. 1–4.
- Asaumi, Jun-ichi, Hidenobu Matsuzaki, Miki Hisatomi, Hironobu Konouchi, Hiroshi Shigehara, and Kanji Kishi. (2002). Application of dynamic MRI to differentiating odontogenic myxomas from ameloblastomas. *European Journal of Radiology*, 43, p. 37–41.
- Betrouni, N. (2009). Le recalage en imagerie médicale : de la conception à la validation. *IRBM*, 30, p. 60-71.
- Bettschart, Cyrill, Astrid Kruse, Felix Matthews, Wolfgang Zemann, Joachim A. Obwegeser, Klaus W. Grätz, and Heinz-Theo Lübbers. (2012). "Point-to-point registration with mandibulo-maxillary splint in open and closed jaw position. Evaluation of registration accuracy for computer-aided surgery of the mandible." *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 40, p. 592–98.
- Boeddinghaus, Rudolf, and Andy Whyte. (2008). Current concepts in maxillofacial imaging. *European Journal of Radiology*, 66, p. 396–418.
- Boisserie, G. (2005). Apport du recalage et/ou de la fusion d'images à la radiothérapie. *Cancer/Radiothérapie*, 9, p. 204–22.

- Bondiau, P. Y, G. Malandain, S. Chanalet, P. Y Marcy, C. Foa, and N. Ayache. (2004). Traitement des images et radiothérapie. *Cancer/Radiothérapie*, 8, p. 120–29.
- Bonniaud, G., A. Isambert, F. Dhermain, A. Beaudré, I. Ferreira, M. Ricard, and D. Lefkopoulos. (2006). Recalage d'images en radiothérapie: considérations pratiques et contrôle de qualité. *Cancer/Radiothérapie*, 10, p. 222–30.
- Buhl, S.K., Duun-Christensen, A.K., Kristensen, B.H., Behrens, C.F. (2010). Clinical evaluation of 3D/3D MRI-CBCT automatching on brain tumors for online patient setup verification A step towards MRI-based treatment planning. *Acta Oncologica*, 49, p. 1085-1091.
- Cachier, Pascal, Eric Bardinet, Didier Dormont, Xavier Pennec, and Nicholas Ayache. (2003). Iconic feature based nonrigid registration: The PASHA algorithm. *Computer Vision and Image Understanding*, 89, p. 272–98.
- Çakırer, Sinan. (2002). "Giant cell reparative granuloma of the maxillary sinus." *European Journal of Radiology*, 44, p. 24–27.
- Cai, Jialing, James C. H. Chu, Diane Recine, Maddie Sharma, Cam Nguyen, Ray Rodebaugh, V. Amod Saxena, and Amjad Ali. (1999). CT and PET lung image registration and fusion in radiotherapy treatment planning using the chamfer-matching method. *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*, 43, p. 883– 91.
- Camino, J.M., R.P. Ane. (2006). Recalage d'images en médecine nucléaire : concepts de base, Médecine Nucléaire. *Imagerie fonctionnelle et métabolique*, 30, p. 701-713.I
- Cevidanes, Lhs, Lj Bailey, Gr Tucker, Ma Styner, A Mol, Cl Phillips, Wr Proffit, and T Turvey. (2005). Superimposition of 3D Cone-Beam CT models of orthognathic surgery patients. *Dentomaxillofacial Radiology*, 34, p. 369–75.
- Chau, A. (2012). Comparison between the use of magnetic resonance imaging and conebeam computed tomography for mandibular nerve identification. *Clinical Oral Implants Research*, 23, p. 253-256.
- Das, Shiva K., and Randall K. Ten Haken. (2011). Functional and molecular image guidance in Radiotherapy treatment planning optimization. *Seminars in Radiation Oncology*, 21, p. 111–18.
- Daponte, Pasquale, Luca De Vito, Francesco Picariello, and Maria Riccio. (2014). "State of the art and future developments of the augmented reality for measurement applications." *Measurement*, 57, p. 53–70.
- De Boer, Johan, Marcel van Herk, Floris J. Pos, and Jan-Jakob Sonke. (2013). Hybrid registration of prostate and seminal vesicles for image guided radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*, 86, p. 177–82.

- Du Bois d'Aische, Aloys, Mathieu De Craene, Xavier Geets, Vincent Gregoire, Benoit Macq, and Simon K. Warfield. (2005). Efficient multi-modal dense field non-rigid registration: alignment of histological and section images. *Medical Image Analysis*, 9, p. 538–46.
- Fortin, T. (2012). Radioprotection : tomographie à faisceau conique pour la chirurgie orale et maxillo-faciale. *Médecine Buccale Chirurgie Buccale*, 18, p. 60-77.
- Fujita, M, H Matsuzaki, Y Yanagi, M Hara, N Katase, M Hisatomi, T Unetsubo, H Konouchi, H Nagatsuka, and J-I Asaumi. (2013). Diagnostic value of MRI for odontogenic tumours. *Dentomaxillofacial Radiology* 42 (5).
- Gaudino, C., Cosgarea, R., Heiland, S., Csernus, R., Beomonte Zobel, B., Pham, M., Kim, T.-S., Bendszus, M., Rohde, S. (2011). MR-Imaging of teeth and periodontal apparatus: An experimental study comparing high-resolution MRI with MDCT and CBCT. *European Radiology*, 21, p. 2575-2583.
- Goubran, Maged, Cathie Crukley, Sandrine de Ribaupierre, Terence M. Peters, and Ali R. Khan. (2013). Image registration of ex-vivo MRI to sparsely sectioned histology of hippocampal and neocortical temporal lobe specimens. *NeuroImage* 83, p. 770–81.
- Graff, P., S. Huger, N. Kirby, and J. Pouliot. (2013). Radiothérapie adaptative ORL. *Cancer/Radiothérapie*, 17, p. 513–22.
- Greco, Francesco, Jeffrey A. Cadeddu, Inderbir S. Gill, Jihad H. Kaouk, Mesut Remzi, R. Houston Thompson, Fijs W. B. van Leeuwen, Henk G. van der Poel, Paolo Fornara, and Jens Rassweiler. (2014). Current perspectives in the use of molecular imaging to target surgical treatments for genitourinary cancers. *European Urology*, 65, p. 947–64.
- Groen, Harald C., Theo van Walsum, Sietske Rozie, Stefan Klein, Kim van Gaalen, Frank J. H. Gijsen, Piotr A. Wielopolski, et al. (2010). Three-dimensional registration of histology of human atherosclerotic carotid plaques to in-vivo imaging. *Journal of Biomechanics*, 43, p. 2087–92.
- Hong, Wien, and Tung-Shou Chen. (2011). "Reversible data embedding for high quality images using Interpolation and reference pixel distribution mechanism." *Journal of Visual Communication and Image Representation*, 22, p. 131–40.
- Hsieh, Sheng-Hsien, and Ching-Han Chen. (2009). Adaptive image interpolation using probabilistic neural network. *Expert systems with applications*, 36, p. 6025–29.
- Huang, Teng-Yi, Yu-Wei Tang, and Shiun-Ying Ju. (2011). "Accelerating Image Registration of MRI by GPU-Based Parallel Computation." *Magnetic Resonance Imaging*, 29, p. 712–16.

- Hutton, B.F., Braun, M., Thurfjell, L. (2002). Image registration: an essential tool for nuclear medicine. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 29, p. 559-77.
- Hutton, Brian F., and Michael Braun. (2003). "Software for Image Registration: Algorithms, Accuracy, Efficacy." *Seminars in Nuclear Medicine*, 33, p. 180–92.
- Je, Changsoo, and Hyung-Min Park. (2013). Optimized hierarchical block matching for fast and accurate image registration. *Signal processing : image communication*, 28, p. 779–91.
- Kang, S.H., J.W. Lee, S.H. Lim, Y.H. Kim, M.K. Kim. (2014). Dental image replacement on cone beam computed tomography with three-dimensional optical scanning of a dental cast, occlusal bite, or bite tray impression. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 43, p. 1293–1301.
- Kim, I., M. E. Oliveira, W. J. Duncan, I. Cioffi, and M. Farella. (2014). 3D assessment of mandibular growth based on image registration: a feasibility study in a rabbit model. *BioMed Research International* (January): e276128.
- Lasserre, F., and N. Aubert. (2009). Navigation chirurgicale Associée à l'imagerie peropératoire. *IRBM News*, 30, p. 15–29.
- Lee, Jehee, and Kang Hoon Lee. (2006). "Precomputing avatar behavior from human motion data." *Graphical Models*, 68, p. 158–74.
- Levitt, Michael R., Sandeep S. Vaidya, David K. Su, Kris S. Moe, Louis J. Kim, Laligam N. Sekhar, Danial K. Hallam, and Basavaraj V. Ghodke. (2013). The 'Triple-Overlay' technique for percutaneous diagnosis and treatment of lesions of the head and neck: combined three-dimensional guidance with magnetic resonance imaging, cone-beam computed tomography, and fluoroscopy. *World Neurosurgery*, 79, p. 509–14.
- Lotterie, J. -A., P. Duthil, A. -C. Januel, A. Redon, D. Menegalli, S. Blond, and I. Latorzeff. (2012). Imagerie stéréotaxique et diagnostique en radiochirurgie. *Cancer/Radiothérapie*, radiochirurgie et radiothérapie en conditions stéréotaxiques intrâcranienne coordonné par Marc-André Mahé et Igor Latorzeff, 16, S10–25.
- Louvel, G., G. Cazoulat, E. Chajon, A. Le Maître, A. Simon, O. Henry, R. J. Bensadoun, and R. de Crevoisier. (2012). Radiothérapie guidée par l'image et adaptative. *Cancer/Radiothérapie*, 16, p. 423–29.
- Luo, Chun Yan, Wei Song, Qin Chen, Zhen Zheng, Ke Chen, Bei Cao, Jing Yang, et al. (2014). Reduced functional connectivity in early-stage drug-naive Parkinson's disease: a resting-state fMRI study. *Neurobiology of Aging*, 35, p. 431–41.

- Luo, Xiongbiao, Ying Wan, Xiangjian He, and Kensaku Mori. (2015). Adaptive marker-free registration using a multiple point strategy for real-time and robust endoscope electromagnetic navigation. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 118, p. 147–57.
- Lu, Xiaoqi, Yongjie Zhao, Baohua Zhang, Jianshuai Wu, Na Li, and Weitao Jia. (2013). A non-rigid cardiac image registration method based on an optical flow model. *Optik International Journal for Light and Electron Optics*, 124, p. 4266–73.
- Maintz, J. and Viergever, M. (1998). A survey of medical image registration. *Medical Image Analysis*, 2, p. 1–36.
- Makni, N., P. Puech, O. Colot, S. Mordon, and N. Betrouni. (2011). Approache hybride combinant champs de Markov et modèle statistique de forme pour l'extraction des contours de la prostate en IRM. *IRBM*, 32, p. 251–65.
- Maroldi, Roberto, Marco Ravanelli, Andrea Borghesi, and Davide Farina. (2008).
 "Paranasal sinus imaging." European Journal of Radiology, Head Neck Cancer, 66, p. 372–86.
- Mineo, Carmelo, Stephen Gareth Pierce, Pascual Ian Nicholson, and Ian Cooper. (2016). "Robotic path planning for non-destructive testing A Custom MATLAB toolbox approach." *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 37, p. 1–12.
- Mishra, Arabinda, Yonggang Lu, Jingjing Meng, Adam W. Anderson, and Zhaohua Ding. (2006). Unified framework for anisotropic interpolation and smoothing of diffusion tensor images. *NeuroImage*, 31, p. 1525–35.
- Möller, Ralf, Martin Krzykawski, Lorenz Gerstmayr-Hillen, Michael Horst, David Fleer, and Janina de Jong. (2013). "Cleaning robot navigation using panoramic views and particle clouds as landmarks." *Robotics and Autonomous Systems*, 61, p. 1415–39.
- Montero, R., J. G. Victores, S. Martínez, A. Jardón, and C. Balaguer. (2015). "Past, present and future of robotic tunnel inspection." *Automation in construction*, 59, p. 99–112.
- Nuver, Tonnis T., Mischa S. Hoogeman, Peter Remeijer, Marcel van Herk, and Joos V. Lebesque. (2007). "An Adaptive Off-Line Procedure for Radiotherapy of Prostate Cancer." *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*, 67, p. 1559–67.
- Park, Hyunjin, Morand R. Piert, Asra Khan, Rajal Shah, Hero Hussain, Javed Siddiqui, Thomas L. Chenevert, and Charles R. Meyer. (2008). Registration methodology for histological sections and in vivo imaging of human prostate. *Academic Radiology*, 15, p. 1027–39.
- Park, Seongjin, Ho Chul Kang, Jeongjin Lee, Juneseuk Shin, and Yeong Gil Shin.
 (2015). "An enhanced method for registration of dental surfaces partially scanned by a

- 3D dental laser scanning." *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 118, p. 11–22.
- Parraga, Adriane, Benoit Macq, and Mathieu De Craene. (2012). Anatomical atlas in the context of head and neck radiotherapy and its use to automatic segmentation. *Biomedical Signal Processing and Control*, 7, p. 447–55.
- P. Graff, S. Huger, N. Kirby, J. Pouliot. (2013). Radiothérapie adaptative ORL. *Cancer Radiotherapy*, 17, p. 513–522.
- Ratyal, Naeem Iqbal, Imtiaz Ahmad Taj, Usama Ijaz Bajwa, and Muhammad Sajid. (2015). "3D face recognition based on pose and expression invariant alignment." *Computers & Electrical Engineering*.
- Romain, B., O. Lucidarme, J. Dauguet, S. Mulé, N. Souedet, Y. Chenoune, A. Guibal, T. Delzescaux, and F. Frouin. (2010). Registration and functional analysis of CT dynamic image sequences for the follow-up of patients with hepatic tumors undergoing antiangiogenic therapy. *IRBM*, 31, p. 263–70.
- Sanchez, Ricardo, Alfred L. Weber, Albert Alexander, Stephen Sweriduk, and Gaston Vici. (1996). "Paraorbital lesions." *European Journal of Radiology*, 22, p. 53–67.
- Schuster, Christian, Tobias Schmidt, Christopher Conrad, Birgit Kleinschmit, and Michael Förster. (2015). "Grassland habitat mapping by intra-annual time series analysis Comparison of RapidEye and TerraSAR-X satellite data." International Journal of Applied Earth Observation and Geoinformation, 34, p. 25–34.
- Soler, L., Ayache, N., Nicolau, S., Pennec, X., Forest, C., Delingette, H., and Marescaux, J. (2004). Traitement d'images médicales pour la planification, la simulation et l'aide intra-opératoire des actes chirurgicaux. *La Revue de l'Electricité et de l'Electronique*, 1, p. 64–71.
- Serifovic, A., Trbalic, Damir, T., Damirovic and Cattin, P.C. (2014). Intensity-based hierarchical elastic registration using approximating splines. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 9, p. 21-27.
- Srinivasan, K., Seith, A., Gadodia, A., Sharma, R., Kumar, A., Roychoudhury, A., Bhutia, O. (2012). Evaluation of the inferior alveolar canal for cysts and tumors of the mandible Comparison of multidetector computed tomography and 3-dimensional volume interpolated breath-hold examination magnetic resonance sequence with curved multiplanar reformatted reconstructions. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 70, p. 2327-2332.

- Stille, Maik, Edward J. Smith, William R. Crum, and Michel Modo. (2013). 3D Reconstruction of 2D fluorescence histology images and registration with in Vivo MR images: application in a rodent stroke model. *Journal of Neuroscience Methods*, 219, p. 27–40.
- Sun, Yi, Heinz-Theo Luebbers, Jimoh Olubanwo Agbaje, Serge Schepers, Luc Vrielinck, Ivo Lambrichts, and Constantinus Politis. (2013). Validation of anatomical landmarks-based registration for image-guided surgery: an in-vitro study. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 41, p. 522–26.
- Thirion, J.-P. (1998). Image matching as a diffusion process: an analogy with Maxwell's demons. *Medical Image Analysis*, 2, p. 243–60.
- Tian, Tian, Xiaoguang Mei, Yang Yu, Can Zhang, and Xiaoye Zhang. (2015). "Automatic visible and infrared face registration based on silhouette matching and robust transformation estimation." *Infrared Physics & Technology*, 69, p. 145–54.
- Toga, A. W., and P. M. Thompson. (2001). The role of image registration in brain mapping. *Image and Vision Computing*, 19, p. 3–24.
- Van der Lijn, F., T. den Heijer, M. Breteler, W.J. Niessen. (2008). Hippocampus segmentation in MR images using atlas registration, voxel classification, and graph cuts. *Neuroimage*, 43, p. 708–720.
- Von Berg Jens, Jochen Kruecker, Heinrich Schulz, Kirsten Meetz, and Jörg Sabczynski. (2004). A hybrid method for registration of interventional CT and ultrasound images. *International Congress Series*, 1268, p. 492–97.
- Yahyanejad, Saeed, and Bernhard Rinner. (2015). "A fast and mobile system for registration of low-altitude visual and thermal aerial images using multiple small-scale UAVs." *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, 104, p. 189–202.